



Universidade de Aveiro Departamento de Engenharia Mecânica
Ano 2014/2015

Daniel Simões Pina

**Biomecânica da articulação interfalângica proximal - nativa
versus artroplástica**



Universidade de Aveiro Departamento de Engenharia Mecânica
Ano 2014/2015

Daniel Simões Pina

Biomecânica da articulação interfalângica proximal - nativa versus artroplástica

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor António Manuel Godinho Completo, Professor Auxiliar com Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e coorientada Pelo Professor Doutor Abel Nascimento do Instituto de Cirurgia Reconstructiva.

Dedico este trabalho aos meus Pais, à minha irmã e à Cátia pelo incansável apoio!

o júri

presidente

Prof. Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos

Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

vogais

Prof. Doutor Fernando Manuel Pereira da Fonseca

Professor Auxiliar Convidado da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo

Professor Auxiliar com agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

agradecimentos

A realização desta tese teria sido impossível sem a participação de várias pessoas, a quem aproveito esta oportunidade para agradecer.

Em primeiro lugar gostaria de agradecer ao meu orientador, o Professor Doutor António Manuel Godinho Completo, pela sua total disponibilidade, paciência e confiança.

Aos amigos que fui fazendo ao longo deste tempo de estudante, aos amigos mais recentes do laboratório de biomecânica e a todos quantos de alguma forma contribuíram para o meu percurso académico.

Aos amigos de longa data, que apesar do tempo ir passando e nos irmos espalhando, nunca se esqueceram da amizade.

Aos meus pais, pelo seu apoio incondicional, esforço e dedicação, que me permitiram atingir este nível académico e, me tornaram na pessoa que hoje sou.

À minha irmã, que me ajudou das mais diversas formas e, sempre me apoiou em todas as etapas que, ao longo dos anos, me foram surgindo.

À Cátia por todo o esforço, por me aturar, pela infinita compreensão e paciência, por todas as ajudas e opiniões durante a redação deste trabalho e, por tudo que ao longo destes últimos quatro anos foi contribuindo de forma incondicional.

A todos, o meu muito obrigado!

palavras-chave

Biomecânica, Articulação interfalângica proximal, Osteoartrite, Artrite-reumatoide, Método de elementos finitos, Implante de pirocarbono

resumo

A presente dissertação teve como principal objetivo o estudo de aspectos biomecânicos da articulação interfalângica proximal da mão, mais precisamente as alterações induzidas pela artroplastia, quando comparado com a articulação no estado nativo. Numa primeira etapa realizou-se uma análise detalhada dos aspectos anatómicos, biomecânicos, patológicos e respectivos tratamentos da articulação com especial enfoque no processo artroplástico desta. Posteriormente, desenvolveram-se os modelos geométricos das estruturas ósseas envolvidas e respectivos implantes com base na digitalização destas estruturas físicas. Na fase posterior desenvolveram-se os modelos numéricos de elementos finitos da condição da articulação nativa e protésica. Os modelos representativos da condição protésica simularam duas situações de interface entre o implante e o osso, por forma a representar duas condições cirúrgicas distintas, uma representativa de um estado pós cirúrgico e a outra de um estado de médio-longo termo, onde é suposto uma boa ancoragem do implante ao osso. Nestes modelos foram analisados e comparados os estados de deformação no osso, estabilidade do implante e os níveis de tensão no implante para as diferentes condições de carga. De seguida, desenvolveram-se modelos experimentais da articulação com recursos a modelos ósseos especificamente desenvolvidos para o efeito, constituídos por um corpo interior em espuma, replicando a estrutura de osso esponjoso, e uma casca externa em resina epóxi reforçada com fibra de vidro, replicando a estrutura de osso cortical. Estes modelos foram instrumentados com extensómetros nas suas superfícies por forma a avaliar os estados de deformação na sua condição nativa e artroplástica para duas condições de carga distintas representativas de atividades diárias da mão, avaliando-se assim a alterações de transferência de carga no córtex. Os resultados dos modelos numéricos foram comparados com os experimentais, obtendo-se uma boa correlação entre estes. As deformações nas falanges quer nos modelos numéricos, quer experimentais, demonstram uma clara alteração na transferência de carga entre o modelo nativo e o artroplástico. Observou-se um aumento das deformações no osso esponjoso na condição pós-cirúrgica, alterações que estão diretamente relacionadas ao risco de falência do osso por sobrecarga localizada associada a um efeito de fadiga por ação de cargas cíclicas. Na condição de médio-longo termo, o risco identificado está associado a uma redução das deformações nas regiões ósseas vizinhas do implante, relativamente à condição nativa, e pode associar-se este efeito de stress-shielding a um potencial risco de reabsorção óssea a termo. Conclui-se assim que a artroplastia da articulação interfalângica proximal altera de forma relevante o comportamento biomecânico das falanges, aportando riscos de origens distintas que eventualmente podem ser minorados por um otimização da geometria e materiais do implante e limitação da condições de carga a impor à articulação num estado pós-cirúrgico.

keywords

Biomechanics, proximal interphalangeal joint, Osteoarthritis, rheumatoid arthritis, finite element method, Pyrocarbon implant

abstract

The main objective of this work was the study of biomechanical aspects of the proximal interphalangeal joint of the hand, specifically the changes induced by arthroplasty, when compared with the joint in the native state. The first step was the accomplishment of a detailed analysis of the anatomical aspects, biochemical, pathological and respective treatments of the joint with special focus on artroplastic process. After, were developed the geometric models of the bone structures involved and their respective implants based on the scanning of these physical structures. Posteriorly, were developed the numerical finite element models of the condition of native and prosthetic joint. Representative models of the prosthetic condition simulate two interface conditions between the implant and the bone in order to represent two distinctive surgical conditions, one refers to a post-surgical state and the other refers to a state of medium to long term, in which is supposed a good anchorage of the implant to the bone. In these models were analyzed and compared deformation states of the bone, the implant stability and the implant voltage levels for different load conditions. Then, were developed experimental models of the joint, through the resource of bone models developed specifically for this purpose, constituted by an inner foam body, replicating the cancellous bone structure, and an outer shell epoxy resin reinforced with fiberglass, replicating cortical bone structure. These models were instrumented with strain gauge on their surfaces, in order to evaluate the deformation states in its native condition and in its arthroplasty condition for two different load conditions that represents daily activities using the hand, evaluating thus the charge transfer changes in the cortex.. The results of numerical models were compared with the experimentals, yielding a good correlation between them. The deformation of the phalanges in the numerical models and in the experimental models, shows a clear change in charge transfer between the native and the artroplastic. There was an increase of deformations in the cancellous bone in post-surgical condition, these changes are directly related to the risk of failure of bone through a located overhead associated with a fatigue effect of the cyclic loading action. In the condition of medium-long term, the identified risk is associated with a reduction of the deformations in the surrounding bone regions of the implant relative to the native condition, and this stress-shielding effect can be associated with the potential risk of bone resorption term. It is therefore concluded that the arthroplasty proximal interphalangeal joint changes the biomechanical behavior of the phalanges, bringing risks of different origins that can possibly be alleviated by optimizing the geometry and implant materials and limiting loading conditions to the joint in a postsurgical state.

Índice

Índice	i
Lista de Figuras	v
Lista de Tabelas	ix
1. Capítulo 1	1
Introdução	1
2. Capítulo 2	3
Anatomia e biomecânica da articulação	3
2.1 Anatomia da Mão	3
2.1.1 Ossos e articulações	3
2.1.2 Ligamentos	6
2.1.3 Músculos e tendões	9
2.2 Anatomia da articulação interfalângica proximal	13
2.2.1 Ossos	13
2.2.2 A articulação interfalângica proximal	15
2.2.3 Ligamentos	15
2.2.4 Músculos e tendões	18
2.3 Biomecânica da mão	19
2.3.1 Movimentos da mão	19
2.3.2 Amplitudes de Movimento	21
2.3.3 Força e Momentos	24
2.4 Biomecânica da articulação interfalângica proximal	26
2.4.1 Movimentos da articulação	26
2.4.2 Amplitudes de movimento	26
2.4.3 Força de movimentos	27
3. Capítulo 3	33
Patologias e tratamentos da articulação	33
3.1 Fratura da articulação interfalângica proximal	33
3.1.1 Tipos de Fraturas	33
3.1.2 Tratamentos	34
3.2 Artrite Reumatoide	35
3.2.1 Sinais e Sintomas	35

3.2.2 Tratamento	37
3.3 Osteoartrite Erosiva	38
3.3.1 Sinais e Sintomas	38
3.3.2 Tratamento.....	39
3.4 Principais modelos de implantes utilizados na artroplastia interfalângica	40
3.4.1 Implantes de interposição/resseção	40
3.4.2 Implantes atuais	41
3.5 Artroplastia interfalângica proximal	45
3.5.1 Procedimento cirúrgico	46
4. Capítulo 4	49
Modelos numéricos da articulação interfalângica	49
4.1 Materiais e métodos	49
4.1.1 Processo de obtenção dos modelos geométricos	49
4.1.1.1 Modelo nativo	52
4.1.1.2 Modelo implantado	53
4.1.2 Modelos Numéricos	54
4.1.2.1 Geração da malha.....	54
4.1.2.2 Propriedades dos materiais, condições de fronteira e de contacto	55
4.2 Resultados.....	58
4.2.1 Resultados do caso de estudo – segurar uma caneta	58
4.2.1.1 Deformações Principais	58
4.2.1.2 Estabilidade osso - implante (micromovimentos).....	60
4.2.1.3 Tensões de Von Mises no implante.....	60
4.2.2 Resultados do caso de estudo – escrever num teclado	61
4.2.2.1 Deformações Principais	61
4.2.2.2 Estabilidade osso - implante (micromovimentos).....	63
4.2.2.3 Tensões de Von Mises no implante.....	64
4.2.3 Resultados do caso de estudo – tocar piano.....	64
4.2.3.1 Deformações Principais	64
4.2.3.2 Estabilidade osso - implante (micromovimentos).....	66
4.2.3.3 Tensões de Von Mises no implante.....	67
4.3 Discussão.....	67
5. Capítulo 5	71

Modelos experimentais da articulação interfalângica	71
5.1 Materiais e métodos	71
5.2 Resultados	76
5.3 Comparação dos modelos numéricos versus experimentais	78
5.4 Discussão	82
6. Capítulo 6	85
Conclusões e trabalhos futuros	85
Referências	87

Lista de Figuras

Figura 1 - Representação dos ossos da mão	3
Figura 2 - Representação dos ossos do carpo – vista anterior (dorsal) [8]	4
Figura 3 - Representação das articulações da mão [1]	4
Figura 4 - Articulação Sinovial [10]	5
Figura 5 - Tipos de articulações sinoviais: a) - Articulação do tipo plano; b) - articulação do tipo selar; c) – articulação do tipo condilar; d) – articulação do tipo “dobradiça”. [1]	6
Figura 6 - Representação dos Ligamentos: a) - Vista dorsal (anterior); b) - vista palmar (posterior). [9]	6
Figura 7 - Representação dos ligamentos: Vista anterior da mão (a); Vista posterior da mão (b). Legenda: 1,2 e 3 - Ligamento lateral ulnar; 4 e 5 - Ligamento lateral radiocárpico; 6 e 7 - ligamento radiocárpico palmar; 8 - Ligamento anterior rádioulnar inferior; 8 a 14 - Ligamentos intercárpicos; 15 – Ligamento pisimetacárpico; 16 e 17 - Ligamento radiocárpico dorsal; 18 - Ligamento posterior rádio-ulnar inferior; 19 a 24 - Feixes transversais posteriores do carpo. [2] 7	7
Figura 8 - Representação esquemática do Ligamento Retináculo Flexor [1]	8
Figura 9 - Representação do retináculo extensor [1]	8
Figura 10 - Representação esquemática do Túnel do Carpo – vista transversal [11]	9
Figura 11 - Representação anatômica do túnel do carpo - vista posterior [12]	10
Figura 12 - Músculos motores do punho: a) - Vista anterior; b) - Vista posterior. [13]	10
Figura 13 - Músculos palmares da mão: a) - Músculos interósseos palmares; b) - Músculos interósseos dorsais; c) - Músculos lumbricoides. [12]	10
Figura 14 - Músculos tenares da mão e hipotenares [12]	12
Figura 15 - Músculos extrínsecos da mão [12]	13
Figura 16 - Representação da falange proximal da mão [15]	14
Figura 17 - Cabeça da falange proximal [14]	14
Figura 18 - Representação da falange média da mão [15]	14
Figura 19 - Base da falange média: a- vista lateral; b- vista posterior. [14]	14
Figura 20 - Articulação interfalângica proximal [14]	15
Figura 21 - Representação dos ligamentos da articulação interfalângica proximal [13]	15
Figura 22 - Representação da placa volar e ligamentos "check rein" da articulação IFP [11]	16
Figura 23 - Representação dos ligamentos colateral e acessório colateral da articulação IFP [17]	16
Figura 24 - Representação do ligamento Retinacular transversal da articulação IFP [17]	17
Figura 25 - Representação do Ligamento Retinacular Oblíquo da articulação IFP [17]	17
Figura 26 - Representação do ligamento triangular da articulação IFP [17]	17
Figura 27 - Alguns dos músculos do polegar envolvidos na articulação IFP [18]	18
Figura 28 - Músculos extensores dos dedos [19] Legenda: a - Tendão terminal do extensor comum dos dedos; b - tendões laterais do extensor comum dos dedos; c - Tendão central do extensor comum dos dedos; d - Ligamento triangular; e - Músculo lumbricóide; f - Músculo interósseo; g - Tendão extensor extrínseco; h - Banda sagital.	19
Figura 29 -Esquema ilustrativo do sistema osteofibroso dos dedos [20]	19

Figura 30 - Preensão digital: a) - Preensão bidigital; b) - Preensão plurigital. [2].....	20
Figura 31 - Preensão palmar: a)- Preensão digital-palmar; b)- Preensão palmar. [2]	20
Figura 32 - Preensão centrada [2]	20
Figura 33 - Preensão por gravidade (a); Preensão em forma de gancho (b); Preensão ativa (c). [2]	21
Figura 34 - Tipos de preensão, segundo Cooney : a) - Preensão em ponta; b) - Preensão lateral; c) - Preensão palmar; d) - Movimento de garra. [22]	21
Figura 35 - Amplitudes de movimento do punho no plano frontal [2]	22
Figura 36 - Amplitudes de movimento do punho no plano sagital [2]	22
Figura 37 - Movimentos das articulações metacarpofalângicas: a) – Flexão das articulações MF; b) – Extensão passiva das articulações MF; c) – extensão ativa das articulações MF; d) – Movimento lateral da articulação MF. [2]	23
Figura 38 - Flexão da articulação interfalângica distal [2].....	23
Figura 39 - Movimentos da articulação interfalângica proximal [2]	26
Figura 40 - Referencial de aplicação de forças e momentos da articulação interfalângica proximal [22]	26
Figura 41 – Direções das forças dos tendões que atuam o diretamente no polegar. Legenda: EPL - m. longo extensor do polegar; EPB - m. curto extensor do polegar; FPL - m. longo flexor do polegar; ADD - m. longo adutor do polegar; FPB - m. curto flexor do polegar; APL - m. longo abductor longo do polegar; APB - m. curto abductor do polegar; OPP - m. oponente do polegar. [22]	27
Figura 42 – Diagrama de forças exercidas no músculo FPL quando aplicada uma força externa [22]	28
Figura 43 - Direções em que atuam os músculos que interagem na articulação interfalângica proximal: FPD - Flexor Profundo dos Dedos; ECD - Extensor Comum dos Dedos. [2]	29
Figura 44 - Postura do dedo e orientação da foça externa aplicada [33]	31
Figura 45 - Tipos de fratura da articulação interfalângica proximal: a) - fratura do lábio palmar com subluxação dorsal; b) - fratura do lábio dorsal com subluxação palmar; c) - Fratura de Pilon, rutura das margens dorsal e palmar. [36].....	33
Figura 46 - Artrite Reumatoide num estádio avançado [37].....	36
Figura 47 - Artrite Reumatoide, deformidades : a) - Mau alinhamento e subluxação num estado avançado da AR; b) - Deformidade “en Boutonnière”. [37]	37
Figura 48 - Nodulos de Heberdon e de Bouchard.....	39
Figura 49 - Radiografias (anteroposterior e lateral) de 3 tipos de impalntes diferentes: A,B - Espaçador de Silicone; C,D - Prótese de Titânio; E,F - Prótese de pirocarbono. [44]	42
Figura 50 - Classificação da dor em repouso, ao longo do tempo [44].....	43
Figura 51 - Classificação da dor em movimento, ao longo do tempo [44]	43
Figura 52 - Amplitude de movimentos, ao longo do tempo [44].....	44
Figura 53 - Força de preensão da mão, ao longo do tempo [44].....	45
Figura 54 - Força de preensão em pinça da mão, ao longo do tempo [44]	45
Figura 55 – a) Incisão longitudinal na pele; b) Acesso à articulação; c) Preparação da falange proximal - inserção do punção; d) Início do corte transversal da falange proximal. [3]	46

Figura 56 – a) Corte oblíquo na falange proximal; b) Componente de prova da falange proximal; c) Preparação do canal medular da falange média; d) Articulação interfalângica com a prótese final. [3]	47
Figura 57 - Roland Picza 3D laser scanner	50
Figura 58 - Princípio de funcionamento da ferramenta de digitalização.....	50
Figura 59 - Ossos de plásticos representativos do formato das falanges, utilizados na digitalização	50
Figura 60 - Tratamento da superfície da falange proximal: A) Nuvem de pontos inicial; B) Nuvem de pontos única; C) Superfície; D) Falange sólida.	51
Figura 61 - Tratamento da superfície da falange média: A) Nuvem de pontos inicial; B) Várias nuvens de pontos alinhadas; C) Superfície; D) Falange sólida.....	51
Figura 62 - Representação geométrica da articulação, vista ântero-posterior	52
Figura 63 – Representação da articulação intacta, vista ântero-posterior em corte	52
Figura 64 - Modelo geométrico da prótese: a) Nuvem de pontos inicial; b) Várias nuvens de pontos alinhadas; c) Superfície; d) Componente sólido.	53
Figura 65 – Representação do modelo geométrico da falange proximal: a) vista medial-lateral; b) vista palmar-dorsal; c) vista ântero-posterior em corte.	53
Figura 66 - Representação do modelo geométrico da falange média: a) vista medial-lateral; b) vista palmar-dorsal; c) vista ântero-posterior em corte.	54
Figura 67 - Representação do modelo geométrico da articulação: a) vista ântero-posterior; b) vista ântero-posterior em corte.....	54
Figura 68 - Representação da malha aplicada na articulação, vista ântero-posterior: a) articulação protésica; b) articulação nativa.	55
Figura 69 - Representação da falange média relativamente à falange proximal, vista ântero-posterior.....	57
Figura 70 - Plano anatómico do polegar/mão [52]	58
Figura 71 - Deformações principais máximas para a situação de segurar numa caneta, vista ântero-posterior, em corte: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado	59
Figura 72 - Deformações principais mínimas para a situação de segurar uma caneta, vista ântero-posterior em corte: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado	59
Figura 73 - Micromovimentos na interface osso esponjoso-haste do implante, caso de segurar uma caneta.....	60
Figura 74 - Tensões de von Mises no implante, situação de segurar uma caneta, vista ântero-posterior em corte: a) modelo implantado não-osteointegrado; b) modelo implantado osteointegrado.....	61
Figura 75 - Deformações principais máximas para a situação de escrever num teclado, vista ântero-posterior em corte: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado	62
Figura 76 - Deformações principais mínimas para a situação de escrever num teclado, vista ântero-posterior em corte: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado	62

Figura 77 - Micromovimentos na interface osso esponjoso-haste do implante, caso de escrever num teclado	63
Figura 78 - Tensões de von Mises no implante situação de escrever num teclado, vista ântero-posterior em corte: a) modelo implantado não-osteointegrado; b) modelo implantado osteointegrado	64
Figura 79 - Deformações principais máximas para a situação de tocar piano, vista ântero-posterior em corte: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado	65
Figura 80 - Deformações principais mínimas para a situação de tocar piano, vista ântero-posterior em corte: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado	66
Figura 81 - Micromovimentos na interface osso esponjoso-haste do implante, caso de tocar piano.....	66
Figura 82 - Tensões de von Mises no implante situação de tocar piano, vista ântero-posterior em corte: a) modelo implantado não-osteointegrado; b) modelo implantado osteointegrado.....	67
Figura 83 - Maquinação da espuma	72
Figura 84 - Revestimento da espuma com a mistura de fibras de vidro em resina epóxi	72
Figura 85 - Colação das falanges média e proximal, numa base de alumínio para fixação ao equipamento: a) falange proximal; b) falange média.....	72
Figura 86 - Colocação dos extensómetros na falange proximal	73
Figura 87 - Colocação dos extensómetros na falange média.....	73
Figura 88 - Máquina de ensaio	74
Figura 89 - Implantação do componente protésico na falange proximal	75
Figura 90 - Implantação do componente protésico na falange média	75
Figura 91 - Gráfico de correlação entre o modelo experimental e numérico, nativo	80
Figura 92 - Gráfico de correlação entre o modelo experimental e numérico, protésico	82

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Músculos intrínsecos da mão	11
Tabela 2 - Músculos extrínsecos da mão	12
Tabela 3 - Amplitudes do punho e mão [2, 23]	23
Tabela 4 - Forças de preensão palmar da mão direita em função da faixa etária e do sexo dos indivíduos [29]	24
Tabela 5 - Forças de preensão palmar em função do sexo e da faixa etária dos indivíduos [31]	25
Tabela 6 - Forças de preensão palmar em função do sexo e da ocupação dos indivíduos [31] ..	25
Tabela 7 – Variáveis que atuam na articulação interfalângica do polegar [22]	28
Tabela 8 – Força exercida pelo tendão FPL durante os tipos de pinça e movimento de garra [22]	29
Tabela 9 - Forças de Reação na articulação interfalângica, dependendo do tipo de movimento [22]	29
Tabela 10 - Correlação entre o ponto de aplicação da força externa e a ação dos músculos nas articulações [32]	30
Tabela 11 - Força e momentos de força gerados dos II a V dedos [32]	30
Tabela 12 - Ângulos das falanges para cada atividade e respetiva força externa aplicada em cada caso [33]	31
Tabela 13 - Forças resultantes na articulação interfalângica decorrentes das diversas atividades diárias [33]	32
Tabela 14 - Ângulos de rotação das articulações interfalângicas [34]	32
Tabela 15 - Área de contato dos ossos da articulação interfalângica proximal [35]	32
Tabela 16 - Doenças semelhantes à artrite reumatoide [39]	35
Tabela 17 - Critérios para o diagnóstico da Artrite Reumatoide [37]	36
Tabela 18 - Principais características da osteoartrite erosiva [40]	38
Tabela 19 - Tipo de medicamentos utilizados, principal objetivo o e possíveis efeitos secundários dos medicamentos utilizados na osteoartrite [41]	40
Tabela 20 - Problemas pós-operatórios na artroplastia da articulação interfalângica proximal [44]	42
Tabela 21 - Número de nós e de elementos dos modelos numéricos	55
Tabela 22 - Propriedade mecânicas dos componentes, usadas na simulação [47, 46, 48, 49] ..	56
Tabela 23 - Condições de interface para os componentes do modelo implantado [51, 35]	56
Tabela 24 - Forças e ângulos representativos de diversas atividades do dia-a-dia [33]	57
Tabela 25 - Sequência do procedimento experimental	74
Tabela 26 - Valores médios das extensões principais máximas (E1) e mínimas (E3) e respetivos desvios padrão para os diferentes casos de estudo no modelo nativo	76
Tabela 27 - Valores médios das extensões principais máximas (E1) e mínimas (E3) e respetivos desvios padrão para os diferentes casos de estudo no modelo implantado	77
Tabela 28 - Diferença entre nativo e implantado (+ aumento do valor nominal, - diminuição do valor nominal)	78

Tabela 29 - Comparação entre os modelos experimental e numérico, estado nativo, no caso de segurar uma caneta.....	78
Tabela 30 - Comparação entre os modelos experimental e numérico, estado nativo, no caso de escrever num teclado.....	79
Tabela 31 - Comparação entre os modelos experimental e numérico, estado nativo, no caso de tocar piano	79
Tabela 32 - Comparação entre os modelos experimental e numérico, estado protésico, no caso de segurar uma caneta.....	80
Tabela 33 - Comparação entre os modelos experimental e numérico, estado protésico, no caso de escrever num teclado.....	81
Tabela 34 - Comparação entre os modelos experimental e numérico, estado protésico, no caso de tocar piano	81

Capítulo 1

Introdução

Os ossos desempenham várias funções, sustentam os tecidos moles do corpo, constituem um reservatório de cálcio e no interior de alguns são produzidas células sanguíneas. Estes órgãos quando interligados constituem uma estrutura rígida que protege o corpo humano, denominado sistema esquelético [1]. A mão humana é uma ferramenta maravilhosa capaz de realizar muitas funções. A mão representa a extremidade distal do membro superior, e ponto-chave para a função deste. Utilizamos as mãos para realizar um número inesgotável de atividades, desde tarefas muito simples a bastante complexas. Esta é dotada de tal versatilidade que distingue a espécie humana das demais, devido à sua principal função, a preensão. Esta funcionalidade além de lhe conferir força, permite segurar e manipular os objetos. É também o órgão dos sentidos, possuindo um vasto número de recetores de todos os tipos, relacionando o organismo com o meio envolvente. Possui ainda grande importância na comunicação verbal [2, 1]. Desta forma, para que a mão se mantenha funcional e com boa mobilidade, é importante que as articulações interfalângicas proximais da mão conservem a sua estabilidade e flexibilidade [3]. Contudo, devido à evolução dos impactos negativos no quotidiano, nem sempre há conservação integral da estabilidade destas articulações, conduzindo a diversas patologias. A osteoartrite, a anomalia mais comum das articulações da mão, afeta inúmeras atividades funcionais do dia-a-dia que ficam limitadas devido à sintomatologia [4]. Segundo o relatório anual do Registo Português de Artroplastias, referente aos anos de 2010 e 2011, verificou-se que no primeiro ano foram efetuadas 8 artroplastias para a articulação interfalângica proximal, sem diferenciar qual o tipo de dedo da mão. Em 2011 registou-se o mesmo número de artroplastias para a articulação referida [5].

Neste contexto, o trabalho desenvolvido no âmbito desta dissertação, teve como objetivo o estudo da articulação interfalângica ao nível biomecânico no seu estado nativo e artroplástico. Assim, pretendeu-se quantificar numericamente, com recurso a modelos de elementos finitos, e experimentalmente, com recurso a modelos sintéticos, as alterações estruturais provocadas nos ossos adjacentes à articulação. Analisou-se primeiramente a articulação representativa do estado nativo, e posteriormente a do estado protésico para duas condições cirúrgicas distintas, uma representativa de um estado pós cirúrgico e um estado de médio-longo termo onde é suposto uma boa ancoragem do implante ao osso. Esta tese de mestrado encontra-se dividida em 6 capítulos, constituindo o primeiro capítulo uma breve introdução ao tema que será desenvolvido ao longo desta tese e a sua organização. O segundo capítulo é dedicado à mão e à articulação interfalângica proximal, com especial incidência na anatomia e biomecânica. Desta forma, procurou identificar-se as principais estruturas anatómicas do complexo da mão e da articulação, assim como compreender a biomecânica deste complexo, no que concerne às amplitudes e limitações de movimento, e forças envolvidas em cada estrutura. No terceiro capítulo são abordadas as principais patologias observadas na articulação interfalângica proximal. Neste sentido, tentou descrever-se, de forma simplificada, quais as patologias mais

frequentes, as suas causas, tratamentos, com ênfase nas soluções cirúrgicas e possíveis consequências. Salientou-se a osteoartrite pelo facto de ser a patologia que requer mais necessidade de intervenção na estrutura óssea da articulação em estudo. Além disto, foi realizado o estudo da artroplastia interfalângica proximal, descrevendo o estado da arte sobre a evolução dos implantes, os atualmente presentes no mercado, com especial enfoque na prótese de pirocarbono. É ainda referido o procedimento cirúrgico e possíveis complicações pós-cirúrgicas. No quarto capítulo é apresentado o processo de obtenção dos modelos numéricos de elementos finitos que replicaram a articulação nativa e protésica. Neste ponto, é ainda explicada a conceção e validação dos modelos numéricos, com o objetivo de investigar o comportamento estrutural da articulação no seu estado nativo, implantado. Os resultados obtidos e a respetiva discussão dos modelos numéricos referentes às deformações, micromovimentos gerados na interface osso-implante e as tensões criadas são ainda interpretados neste capítulo. O quinto capítulo dedica-se à avaliação experimental do efeito da alteração de transferência e repartição de carga nas falanges proximal e média, entre o estado representativo de uma condição fisiológica natural e o estado artroplástico da articulação com uma prótese comercial. Assim, são descritos os materiais e métodos utilizados para atingir este objetivo, assim como os resultados obtidos e, uma discussão de forma a interpretar os mesmos. Além disso, estes resultados são passíveis de comparação com os resultados anteriormente obtidos nos modelos numéricos. Por último, no capítulo seis, são enunciadas as conclusões gerais deste estudo, às quais acrescem ideias e sugestões para trabalhos complementares a desenvolver no futuro.

Anatomia e biomecânica da articulação

Mão e punho estabelecem uma relação de movimentos que capacita o Homem de uma variedade de funções, nomeadamente sensitiva e preensora, preponderantes tanto em movimentos vigorosos, como em movimentos de precisão ou delicados. Na verdade, cada dedo tem um valor funcional e exclusivo. Esta característica depende a força, mobilidade e interação dos dedos. A especialização da mão, definida pela oponência do polegar, constitui uma das características mais diferenciadas do Homem [2]. A mão humana é uma parte do esqueleto humano eficaz, capaz de executar inúmeras ações graças à sua função essencial: a preensão. Através da sua funcionalidade proporciona diversas posições, movimentos, ações e atos gestuais [2]. No presente capítulo serão apresentados conceitos relacionados com a mão e a articulação interfalângica proximal, com incidência na anatomia, biomecânica e patologias.

2.1 Anatomia da Mão

2.1.1 Ossos e articulações

A mão, devido às interligações entre os ossos que a constituem, pode ser considerada um complexo articular. Formada por 27 ossos e cerca de 20 articulações, a mão pode ser dividida em três zonas, de proximal para distal respetivamente, carpo, metacarpo e falanges, que se podem diferenciar em falanges proximais, mediais e distais [6, 7], como se pode observar na figura 1.

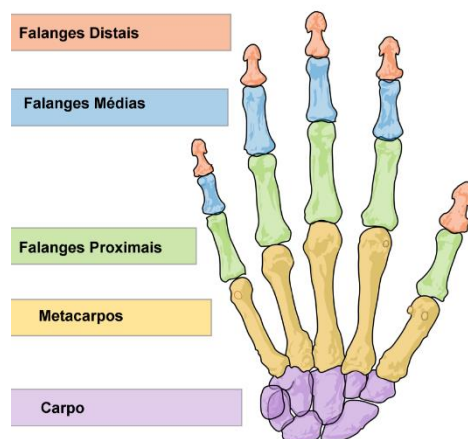


Figura 1 - Representação dos ossos da mão

A mão humana é constituída por cinco dedos, que podem ser classificados como, I dedo (ou polegar), II dedo (ou indicador), III dedo (ou dedo médio), IV dedo (ou anelar) e V dedo (ou dedo mínimo). Cada dedo é formado por um metacarpo e três falanges (proximal, média e distal), à exceção do polegar, que apenas é constituído por um metacarpo e duas falanges

(proximal e distal) [7, 8]. Segundo Hamill [9], a região de carpo (figura 2) pode ser subdividida em duas fileiras, proximal e distal. A primeira é composta pelos ossos escafóide, semilunar e piramidal. A nível medial, encontra-se o pisiforme, servindo como local de fixação muscular. Distalmente compreende o trapézio, trapezoide, grande osso (ou capitato) e unciforme (ou hamato). Continuando distalmente, observam-se, os cinco ossos metacarpais, que unem os ossos do carpo às falanges, permitindo movimentos mais ágeis à mão.

As falanges são ossos finos e alongados, que conferem à mão a capacidade de agarrar objetos.

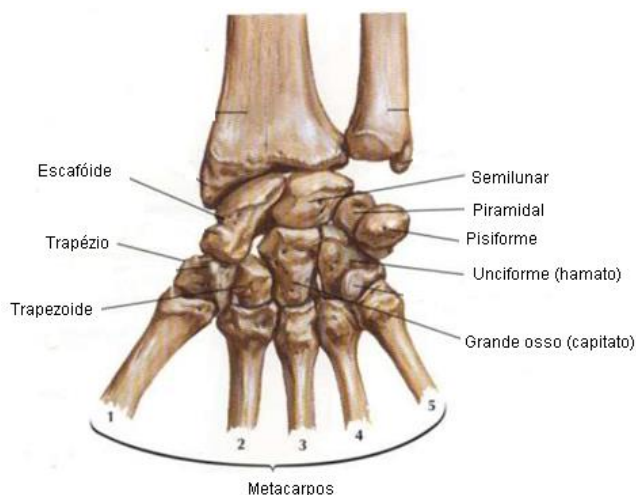


Figura 2 - Representação dos ossos do carpo – vista anterior (dorsal) [8]

Após uma breve descrição da constituição óssea da mão, no ponto de vista anatômico, surge também a necessidade de analisar as junções e articulações entre esses ossos.

Na mão podemos considerar cinco tipos gerais de articulações: carpometacárpicas, metacarpofalângicas, interfalângicas proximais e distais e interfalângica do polegar [1] – Figura 3.

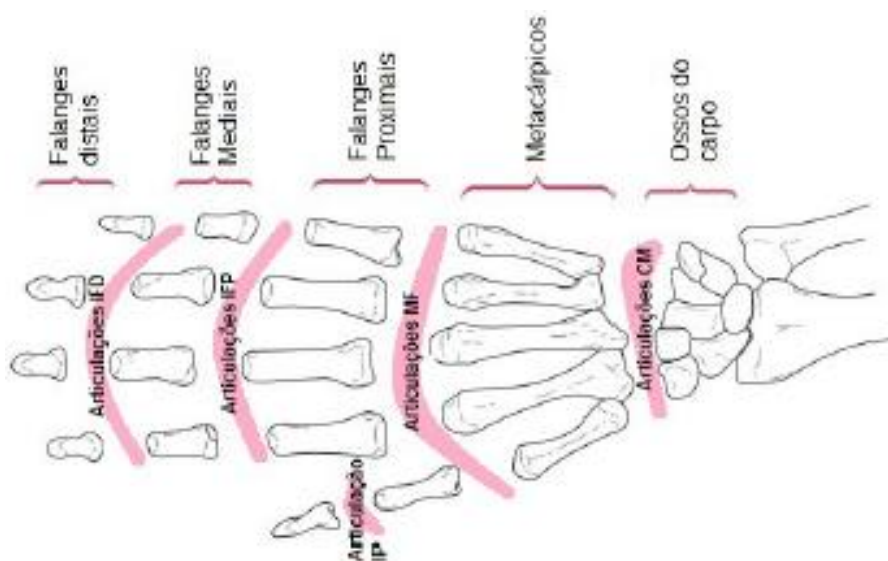


Figura 3 - Representação das articulações da mão [1]

As articulações carpometacárpicas (**CMC**) ligam os ossos do carpo a cada um dos metacarpos correspondentes, e formam um total de cinco articulações. Relativamente ao tipo de articulação são **sinoviais**¹ (figura 4), do tipo **plano**² nos quatro dedos mediais. Este tipo de articulações pode ser observado na figura 5-a.

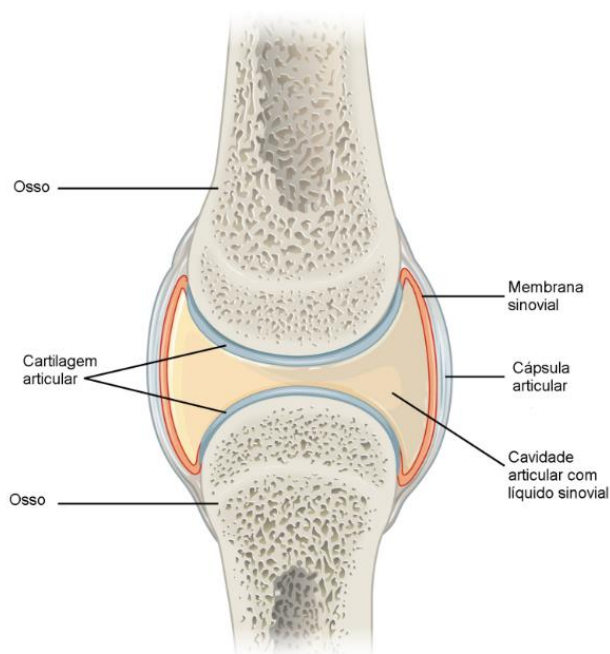


Figura 4 - Articulação Sinovial [10]

No polegar é biaxial do tipo **selar** (figura 5-b), denominada por trapézimetacárpica [1]. Numa articulação biaxial o movimento ocorre em duas direções diferentes, flexão/extensão e adução/abdução. Nestas articulações existem dois tipos, selar e condilar. Nas primeiras, um dos ossos na sua extremidade é convexo e o outro é côncavo. No tipo condilar, uma superfície condilar ou ovoide articula com uma cavidade elíptica [1, 10]. As articulações metacarpofalângicas (**MF**) unem os metacarpos às falanges proximais. São biaxiais do tipo **condilar**, permitindo apenas movimentos de flexão, extensão, adução e abdução, como pode ser observado na figura 5-c. Estes últimos movimentos ocorrem apenas nos 2º, 4º e 5º dedos, no 3º dedo abdução [1]. Por último, Lynn et al [1] subdivide as articulações interfalângicas (**IF**) em proximais e distais e, a articulação interfalângica do polegar. Estas fazem a articulação das falanges entre si.

¹ Uma articulação diz-se sinovial quando as extremidades não têm contacto direto, uma vez que entre elas existe uma cavidade composta por uma cápsula que contém líquido sinovial no seu interior. Esta cápsula é revestida posteriormente por um tecido fibroso que une a articulação. Este tipo de articulação permite uma maior mobilidade. [1]

² Nas articulações sinoviais do tipo plano, o movimento tende a ser linear em vez de angular. As superfícies articulares são planas e, deslizam umas sobre as outras, ao invés de um movimento em torno de outro [1].

As articulações interfalângicas são do tipo “**dobradiça**”³ (figura 5-d), sendo do mesmo tipo anômico – uniaxiais –, com apenas um grau de liberdade: flexão/extensão [9, 1].

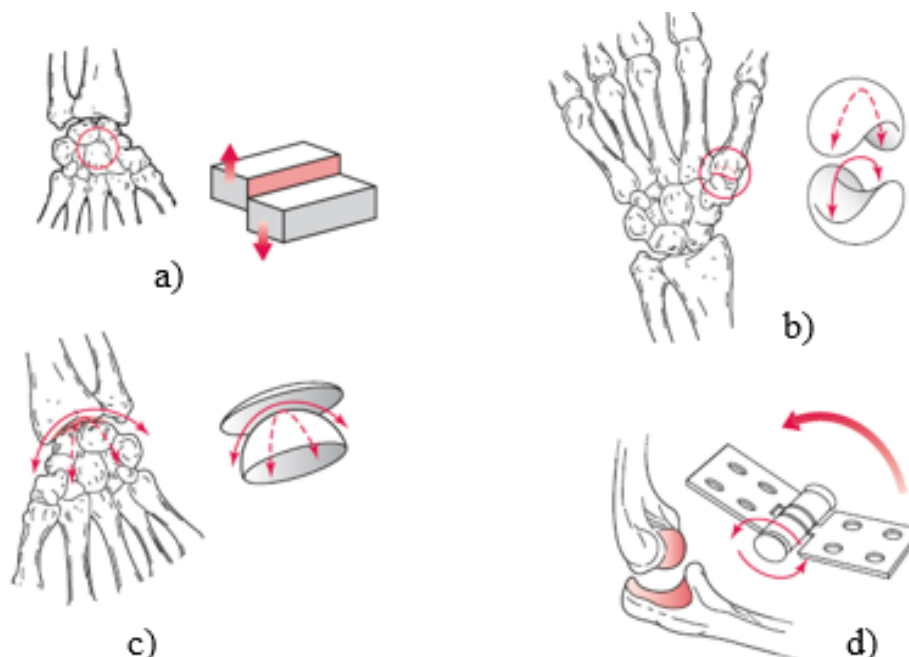


Figura 5 - Tipos de articulações sinoviais: a) - Articulação do tipo plano; b) - articulação do tipo selar; c) – articulação do tipo condilar; d) – articulação do tipo “dobradiça”. [1]

2.1.2 Ligamentos

Os movimentos da mão só são garantidos quando existem uma boa estabilização ligamentar entre os ossos do punho e da mão. De acordo com Hamill et al. [9] são apenas quatro os ligamentos que garantem maior estabilidade e a sustentação necessária ao bom funcionamento do punho: **ligamento radiocárpico dorsal**, **ligamento radiocárpico palmar**, **ligamento colateral radial** e **ligamento colateral ulnar** (figura 6).

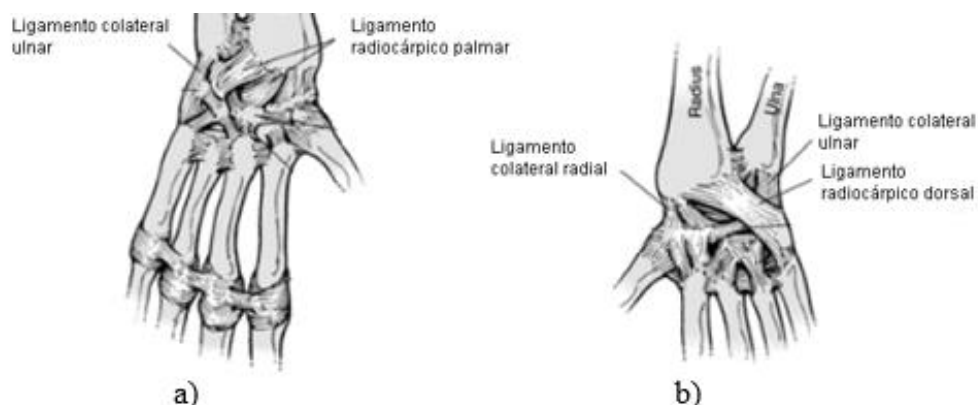


Figura 6 - Representação dos Ligamentos: a) - Vista dorsal (anterior); b) - vista palmar (posterior). [9]

³ Uma articulação uniaxial do tipo “dobradiça” é uma articulação que realiza movimentos em torno de um eixo, realizando apenas flexão/extensão [1].

Os ligamentos radiocárpico dorsal e palmar têm como principal objetivo sustentar a articulação do punho anterior e posteriormente, ou seja, limitam as amplitudes dos movimentos de flexão e extensão, respetivamente. Os ligamentos colaterais radial e ulnar estabilizam a articulação radiocárpica lateral e medialmente. Segundo Kapandji [2], o ligamento colateral radial é descrito como ligamento lateral interno que, por sua vez, se divide em dois fascículos – o posterior e o anterior. No que respeita ao ligamento colateral ulnar, o autor descreve-o como um ligamento com três feixes, sendo que o primeiro faz ligação entre o processo estiloide da ulna e a inserção triangular do rádio, o segundo, fascículo posterior estilo piramidal e, por último, o fascículo anterior estilo piriforme. Além destes, o ligamento radiocárpico palmar é também constituído por dois feixes, o radio-lunar anterior que se prolonga desde o glenóide até ao semilunar, e o radio-piramidal anterior que surge na inserção triangular do rádio e vai até à superfície anterior piramidal [2]. Por fim, o ligamento radiocárpico dorsal é denominado por Kapandji como ligamento posterior da articulação radiocárpica, sendo constituído por dois feixes, o radio-lunar posterior e o radiopiramidal posterior. Observemos com mais pormenor a figura 7, que representa os ligamentos da mão.

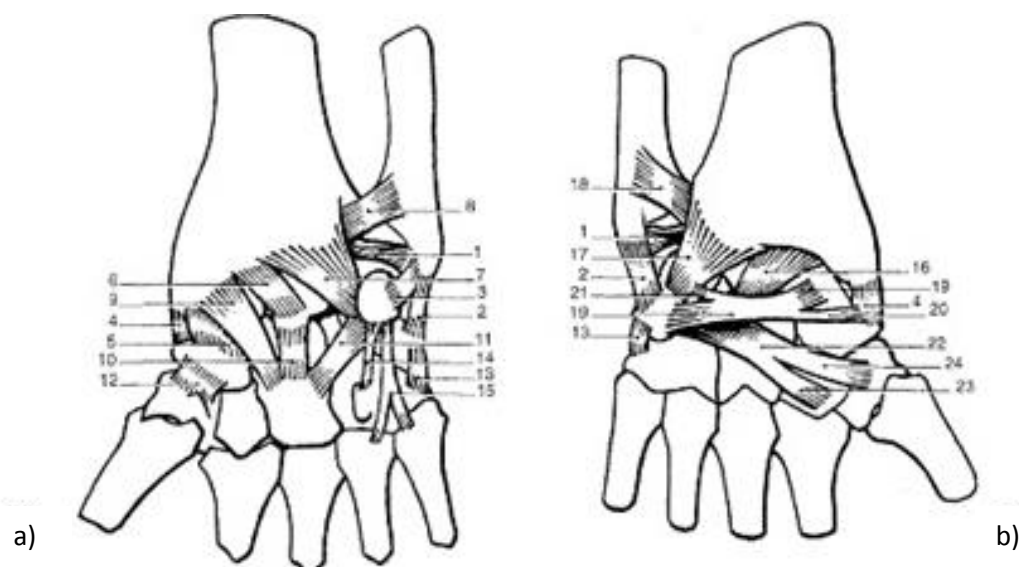


Figura 7 - Representação dos ligamentos: Vista anterior da mão (a); Vista posterior da mão (b). Legenda: 1,2 e 3 - Ligamento lateral ulnar; 4 e 5 - Ligamento lateral radiocárpico; 6 e 7 - ligamento radiocárpico palmar; 8 - Ligamento anterior rádioulnar inferior; 8 a 14 - Ligamentos intercárpicos; 15 - Ligamento pisimetacárpico; 16 e 17 - Ligamento radiocárpico dorsal; 18 - Ligamento posterior rádio-ulnar inferior; 19 a 24 - Feixes transversais posteriores do carpo. [2]

Atendendo ao elevado número de articulações existentes no carpo existe necessidade de um grande suporte ligamentar. Lynn [1] descreve a existência de uma fásia palmar, também denominada por **aponevrose palmar**, com formato triangular e de grande resistência, que oferece à mão a proteção das suas estruturas. Esta faixa palmar corresponde, na figura 7, a todos os ligamentos intercárpicos (8-14) esquematizados por Kapandji [2]. Lynn [1] refere a existência de uma faixa fibrosa que se estende desde a superfície anterior do punho na direção médio-lateral da mão. Constituída por dois componentes - ligamento palmar do carpo e ligamento

transverso do carpo. Este último é também conhecido como **retináculo flexor**, como se pode observar na figura 8.

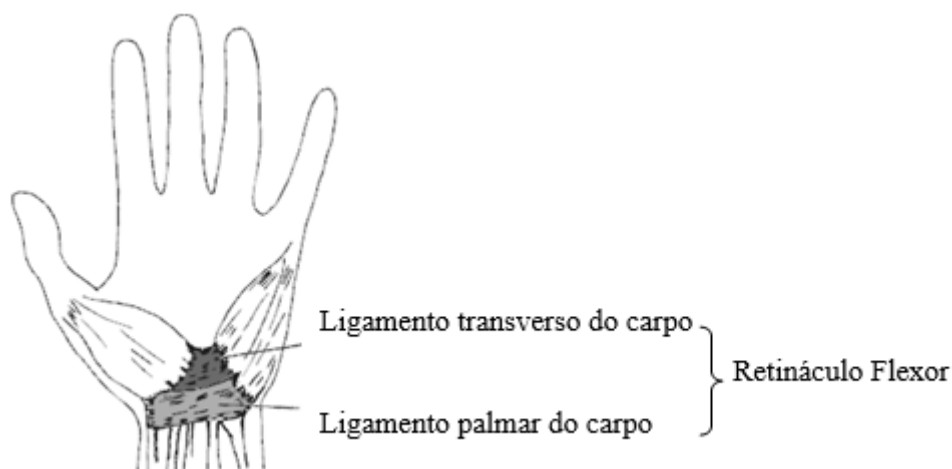


Figura 8 - Representação esquemática do Ligamento Retináculo Flexor [1]

Na face dorsal da mão, apresenta-se o **retináculo extensor** (figura 9). Esta faixa fibrosa encontra-se no punho, no lado posterior e estende-se numa direção mediolateral, fixando-se no processo estilóide da ulna, no tríqueto, no pisiforme e ainda numa posição lateral do rádio. Segundo o autor, existe ainda uma faixa na segunda fila de ossos do carpo, que se fixa no trapezoide estendendo-se desde a superfície posterior do osso piramidal.

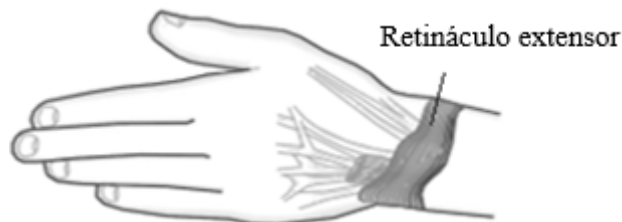


Figura 9 - Representação do retináculo extensor [1]

As articulações carpometacárpicas e intermetacárpicas têm a sua estabilidade garantida pelos ligamentos carpometacárpicos dorsais, carpometacárpicos palmares e pelos carpometacárpicos interósseos. A junção entre o metacarpo e a falange proximal - articulação metacarpofalângica - de cada dedo é auxiliada pela cápsula articular. Esta, por sua vez, é reforçada pelo ligamento lateral e pelo ligamento transverso intermetacárpico. Por fim, nas articulações interfalângicas, cujo movimento se resume a um único grau de liberdade - flexão/extensão -, são restringidas pelos ligamentos laterais e pelos ligamentos falangoglenóides, isto é, em cada lado da articulação interfalângica existe um ligamento lateral e um falangoglenóide. Naturalmente que, por si só, os ligamentos não estabilizam totalmente articulações tão complexas, apesar da sua função ser essencial. Por isso, existem ainda outras estruturas como os músculos e tendões que serão abordados seguidamente.

2.1.3 Músculos e tendões

Atendendo a que a mão e o punho são partes integrantes do membro superior, ambos partilham alguns elementos estruturais. Desta forma, é fulcral proceder à análise dos músculos e tendões do punho e braço, uma vez que estão, em certos casos, na origem dos movimentos da mão. Os músculos motores e os tendões têm um papel fundamental na funcionalidade da mão. No que reporta à musculatura da mão é necessário distinguir dois conceitos: **músculo intrínseco** e **extrínseco**. Os primeiros são aqueles cuja origem e inserção são na própria mão. Aqueles que têm a sua origem no antebraço e se inserem na mão são denominados por músculos extrínsecos. Os tendões são estruturas que dão continuidade aos músculos e, como tal, não poderão ser abordados separadamente. São estruturas fibrosas, semelhantes a cordões, formados por tecido conjuntivo⁴, fixam-se aos ossos, inserindo os músculos no esqueleto, assegurando o equilíbrio estático e dinâmico do corpo. No que concerne aos tendões da mão, estes dividem-se em dois grupos: tendões extensores e tendões flexores. Os primeiros têm como principal função promover a abertura da mão - extensão. Contrariamente, os músculos flexores fecham-na - flexão. Para que ocorra o movimento de flexão/extensão é crucial a existência de uma estrutura por onde passem os tendões. No punho, os ossos carpais formam um arco profundo - **túnel do carpo ou arco carpal** -, protegido pelo ligamento retináculo flexor, que mantém os tendões no plano ósseo do punho e previne o seu arqueamento. Neste túnel estão alojados os tendões do músculo flexor superficial dos dedos, os tendões do flexor profundo dos dedos, o tendão do longo flexor do polegar, o tendão do flexor radial do carpo, bem como o nervo mediano (figura 10 e 11) [11].

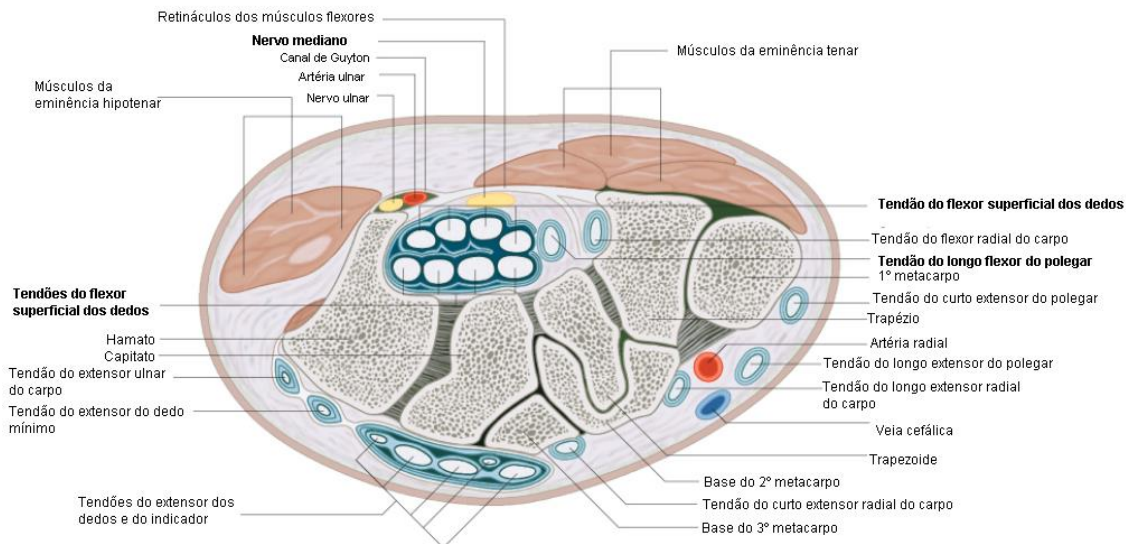


Figura 10 - Representação esquemática do Túnel do Carpo – vista transversal [11]

Relativamente aos tendões extensores, estes fazem uso de seis túneis osteofibrosos, juntamente com seis bainhas sinoviais⁵, para se distribuírem nos dedos [2]. Esses túneis fibrosos

⁴ O tecido conjuntivo é formado por vários tipos de células e, tem como função principal o preenchimento de espaços vazios.

⁵ Bainhas sinoviais são membranas que revestem as cavidades dos ossos onde passam os tendões.

são, segundo Kapandji [2]: Túnel do extensor ulnar do carpo; Túnel do extensor do dedo mínimo; Túnel dos quatro extensores comuns dos dedos e do extensor do indicador; Túnel dos dois extensores do polegar (curto e longo); Túnel dos dois extensores radiais (curto e longo); Túnel do longo abdutor e do curto extensor do polegar (ver figura 12).

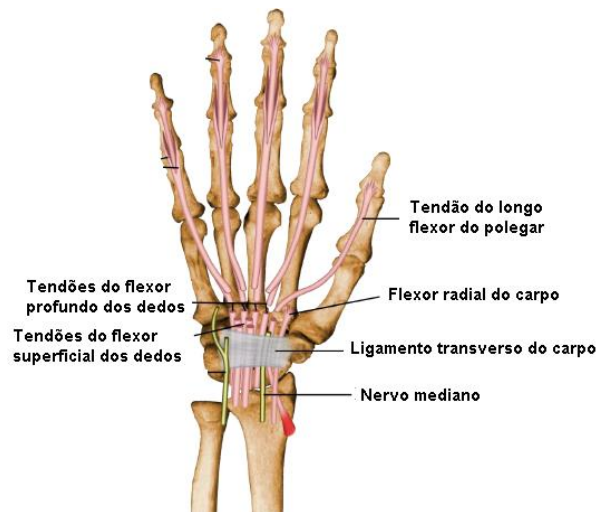


Figura 11 - Representação anatômica do túnel do carpo - vista posterior [12]

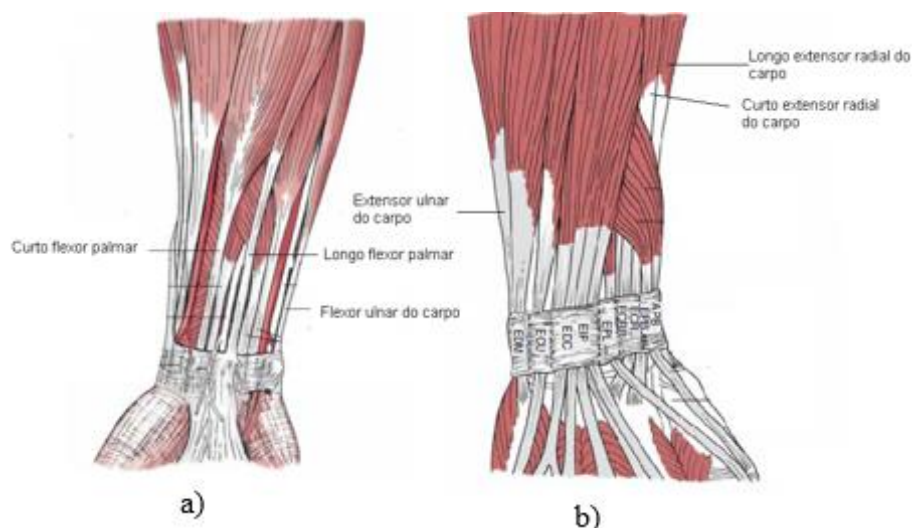


Figura 12 - Músculos motores do punho: a) - Vista anterior; b) - Vista posterior. [13]

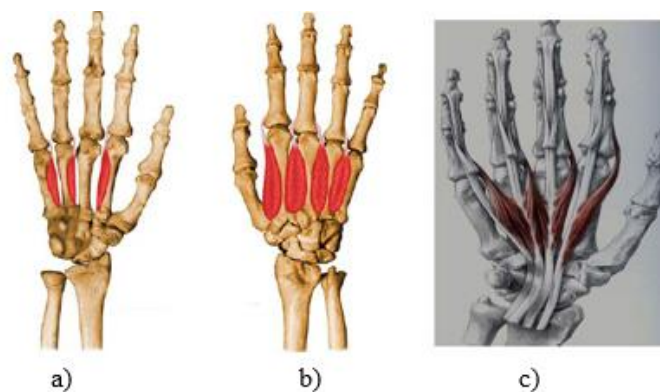


Figura 13 - Músculos palmares da mão: a) - Músculos interósseos palmares; b) - Músculos interósseos dorsais; c) - Músculos lumbricoides. [12]

O mesmo autor classificou os músculos motores do punho em quatro grupos: o **flexor ulnar do carpo**, responsável pela flexão e adução do punho; o **extensor ulnar do carpo**, que realiza extensão e adução do punho; músculos palmares, ou seja o **curto e longo flexor palmar**, que são responsáveis pela flexão e abdução do punho; e, por último, o quarto grupo composto **pelos músculos extensores radiais do carpo, curto e longo**, que efetuam a extensão do punho com abdução. A grande complexidade da mão leva a que haja um grande número de músculos responsáveis pelos movimentos desta estrutura. De forma sucinta, podem ser descritos numa tabela (tabela 1), os músculos intrínsecos da mão, respetivas origens e inserções, bem como as principais funções que cada um desempenha.

Tabela 1 - Músculos intrínsecos da mão

Músculo	Origem	Inserção	Ação
Músculos palmares			
Interósseos palmares (ver fig. 13-a)	Face anterior do II, IV e V metacarpos	Base da falange proximal do II, IV e V dedos	Adução e flexão das articulações MF dos II, IV e V dedos
Interósseos dorsais (ver fig. 13-b)	Lados adjacentes dos metacarpos de cada dedo	Base da falange proximal de cada dedo	Abdução dos II, III e IV dedos
Lumbricóides (ver fig. 13-c)	Tendão do músculo flexor profundo dos dedos	Tendão do músculo extensor comum dos dedos	Flexão da articulação MF e extensão das IF
Músculos tenares			
Curto abductor do polegar (fig. 14-a)	Escafóide, trapézio e retináculo flexor	Base da falange proximal do polegar	Abdução do 1º metacarpo
Curto flexor do polegar (fig. 14-a)	Trapézio e retináculo flexor	Base da falange proximal do polegar	Flexão da articulação MF do polegar
Adutor do polegar (fig. 14-b)	Trapezóide, grande osso, e base do 2º e 3º metacarpos	Base da falange proximal do polegar	Adução do 1º metacarpo
Oponente do polegar (fig. 14-c)	Retináculo flexor e trapézio	Lateral do 1º metacarpo	Oposição do polegar
Músculos hipotenares			
Abductor do 5º dedo (fig. 14-d)	Pisiforme e tendão do flexor cubital do carpo	Falange proximal do 5º dedo	Abdução do 5º dedo
Curto flexor do 5º dedo (fig. 14-d)	Hamato e retináculo flexor	Falange proximal do 5º dedo	Flexão da MF do 5º dedo
Oponente do 5º dedo (fig. 14-e)	Hamato e retináculo flexor	Quinto metacarpo	Oponência do 5º dedo

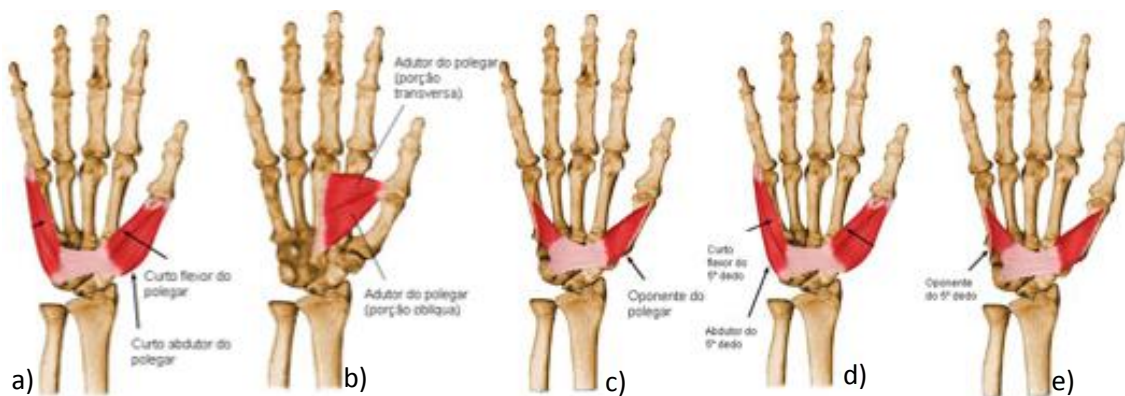


Figura 14 - Músculos tenares da mão e hipotenares [12]

Do mesmo modo, os músculos extrínsecos da mão serão apresentados na tabela 2.

Tabela 2 - Músculos extrínsecos da mão

Músculo	Origem	Inserção	Ação
Flexor superficial dos dedos (ver fig. 15-a)	Epitróclea	Lateral das falanges mediais do 2º a 5º dedo	Flexão das articulações IF proximais do 2º a 5º dedo
Flexor profundo dos dedos (ver fig. 15-b)	Face anterior e superior da ulna	Falange distal do 2º a 5º dedo	Flexão das articulações IF distais do 2º a 5º dedo
Extensor comum dos dedos (ver fig. 15-c)	Epicôndilo lateral do úmero	Base da falange distal do 2º a 5º dedo	Extensão das articulação MF do 2º a 5º dedo
Longo flexor do polegar (ver fig. 15-d)	Face anterior do rádio	Face anterior da base da falange distal do polegar	Flexão das articulações do polegar
Longo abductor do polegar (ver fig. 15-e)	Face dorsal da ulna e do rádio	Base do metacarpo do polegar	Abdução do polegar
Curto extensor do polegar (ver fig. 15-f)	Zona posterior distal do rádio	Base da falange proximal do polegar	Extensão da articulação MF do polegar
Longo extensor do polegar (ver fig. 15-f)	Face dorsal da ulna	Base da falange distal do polegar	Extensão das articulações do polegar
Extensor do II dedo (ver fig. 15-g)	Zona distal da ulna	Base da falange distal do 2º dedo	Extensão das articulações do II dedo
Extensor do V dedo (ver fig. 15-h)	Epicôndilo lateral do úmero	Base da falange distal do 5º dedo	Extensão das articulações do V dedo

Os músculos intrínsecos encontram-se, ainda, divididos em três grupos: **tenares, hipotenares e palmares**. Os músculos tenares caracterizam-se pela sua ação: fazer mover o polegar. Os músculos hipotenares têm como ação fazer mover o V dedo. Por sua vez, os músculos palmares, localizados entre os músculos tenares e hipotenares, são responsáveis por movimentos mais complexos da mão.

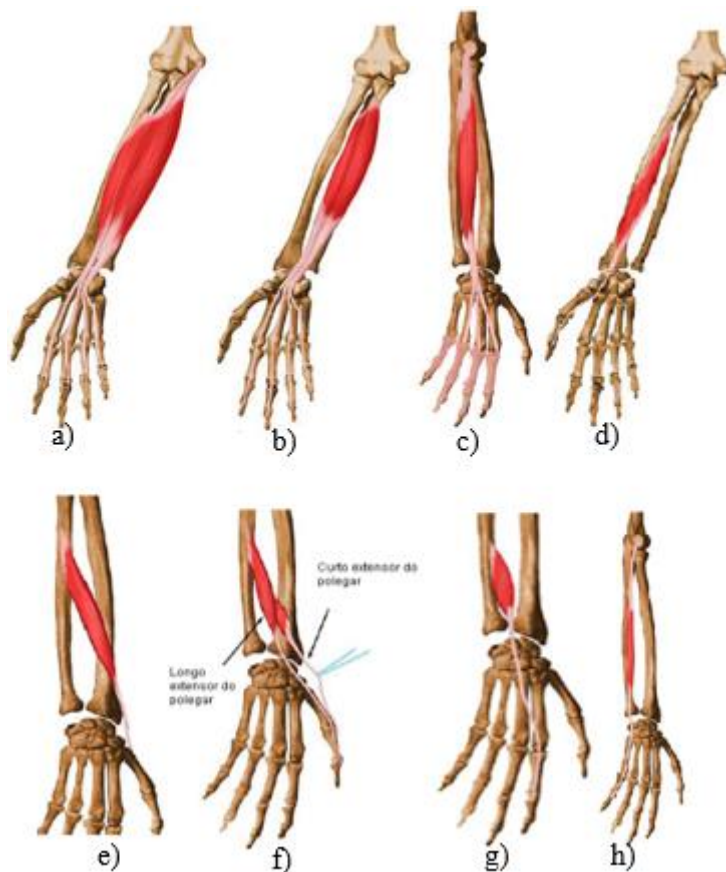


Figura 15 - Músculos extrínsecos da mão [12]

2.2 Anatomia da articulação interfalângica proximal

A articulação interfalângica proximal une a falange proximal com a falange média, à exceção do polegar, que apenas possui duas falanges, proximal e distal. Esta articulação permite aos dedos, mais especificamente, à mão, ter agilidade e precisão nos movimentos que executa. Nesta secção serão abordados pormenorizadamente todos os elementos constituintes na IFP.

2.2.1 Ossos

i. Falange proximal e falange média

Cada falange tem uma cabeça, eixo e a base. O eixo afunila-se distalmente e, a sua superfície dorsal é transversalmente convexa. A superfície palmar é transversalmente plana, mas suavemente côncava ao longo do eixo. No que respeita às falanges proximais e médias do polegar e restantes dedos, não existem diferenças a nível anatómico, apenas as do polegar possui uma estrutura ligeiramente mais alargada. Relativamente à cabeça da falange proximal (figura 16), é arredondada e ocupa a maioria do seu espaço sobre a superfície palmar. O seu perfil, no plano antero-inferior, revela dois vértices (os côndilos), que se encontram separados por uma cavidade - cavidade intercondilar. A linha que separa a cartilagem da cabeça do eixo da falange denomina-se ápex. Lateralmente, possui dois tubérculos, onde se fixam os ligamentos colateral [14]. Na figura 17 podem observar-se as características descritas anteriormente.



Figura 16 - Representação da falange proximal da mão [15]

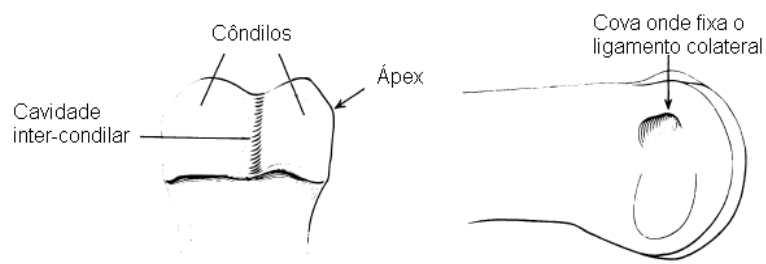


Figura 17 - Cabeça da falange proximal [14]

No que concerne há falange média, representada na figura 18, foquemo-nos apenas na sua base, pois apenas esta porção integra a articulação interfalângica proximal. A sua superfície é côncava e, no plano lateral, na face posterior existe um tubérculo, onde se fixa uma porção do tendão do extensor comum dos dedos – tendão extensor médio. No mesmo plano, postero-lateral e postero-medialmente (figura 19), observam-se dois tubérculos. Estas superfícies recebem as expansões laterais do tendão extensor comum dos dedos – tendões extensores laterais. Anteriormente, perto da superfície articular, existe uma área plana, rugosa, onde se fixam os tubérculos palmares e, um pequeno tubérculo palmar lateralmente, onde se ligam algumas fibras da cápsula e do tendão do flexor superficial dos dedos [11, 14].



Figura 18 - Representação da falange média da mão [15]

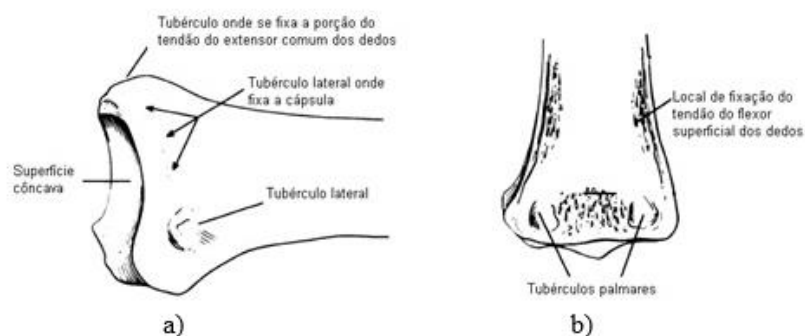


Figura 19 - Base da falange média: a- vista lateral; b- vista posterior. [14]

2.2.2 A articulação interfalângica proximal

As articulações interfalângicas são articulações sinoviais, do tipo “dobradiça”, possuindo apenas um grau de liberdade - flexão/extensão (figura 20). No que respeita à estrutura da articulação, a superfície proximal é maior do que a superfície articular distal, afinando-se distalmente [13].

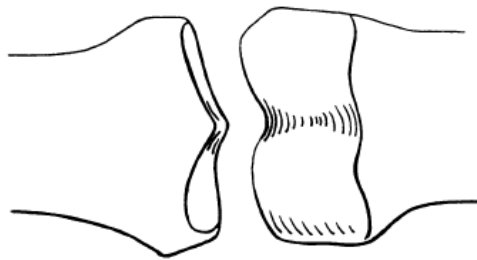


Figura 20 - Articulação interfalângica proximal [14]

2.2.3 Ligamentos

Os ligamentos são estabilizadores das articulações. Os ligamentos das articulações metacarpofalângicas, interfalângicas proximais e distais e interfalângica proximal do polegar são semelhantes na sua estrutura [16]. Segundo Standring [11], cada articulação interfalângica possui uma **cápsula articular**, um ligamento palmar, também denominado **placa volar**, dois **ligamentos colaterais**, dois ligamentos colaterais acessórios (figura 21), e os ligamentos de Landsmeer. Conjuntamente, estas estruturas fornecem um aumento significativo da superfície articular e a sua natureza deformável melhora a congruência articular.

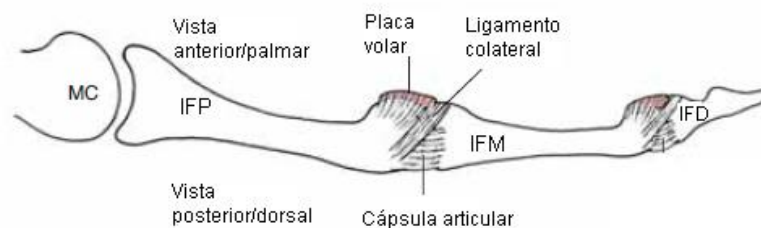


Figura 21 - Representação dos ligamentos da articulação interfalângica proximal [13]

A **cápsula articular** (figura 21) é um invólucro membranoso que envolve as superfícies articulares, aumentando a estabilidade e força destas [11, 16]. O ligamento palmar, ou **placa volar** (figura 22), consiste num espessamento ou continuação da cápsula articular. Na articulação interfalângica proximal, a extremidade distal da placa volar aumenta o seu espessamento lateralmente, ligando-se à base da falange média, onde se fixa o ligamento colateral. Centralmente é mais estreita e insere-se no periósteo⁶ da falange média. A nível proximal, engrossa lateralmente para formar os **ligamentos “check rein”** (figura 22), que se

⁶ Membrana de tecido conjuntivo denso que recobre o osso.

unem ao periósteo da falange proximal. A placa volar reforça a cápsula articular e melhora a estabilidade, evitando a hiperextensão da articulação [11, 16].

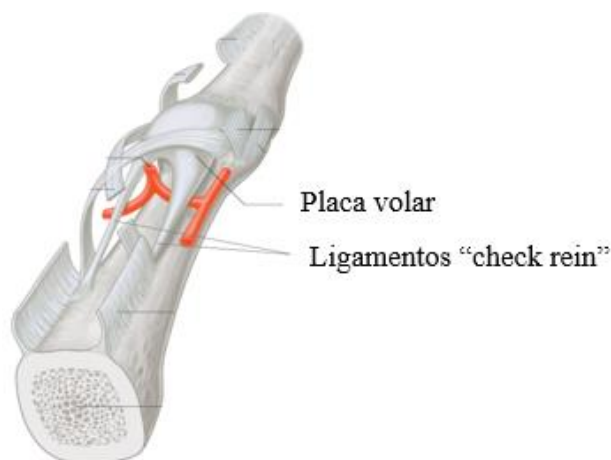


Figura 22 - Representação da placa volar e ligamentos "check rein" da articulação IFP [11]

Relativamente aos **ligamentos colaterais** são faixas fibrosas localizadas de cada lado da articulação, provenientes da face lateral da cabeça da falange proximal, deslocam-se diagonalmente, e inserem-se na face palmar da base da falange média [11, 16]. Standring [11] revela ainda a existência de 2 **ligamentos colaterais acessórios**, que surgem em continuidade com o ligamento principal, contudo inserem-se na placa volar (figura 23). Estes ligamentos têm como função estabilizar a articulação lateralmente, evitando movimentos de abdução e adução da falange média relativamente à falange proximal. Segundo Levangie [13], de entre os ligamentos colaterais das articulações interfalângicas proximais da mão, os mais fortes são os do II dedo e, os mais fracos os do V dedo.

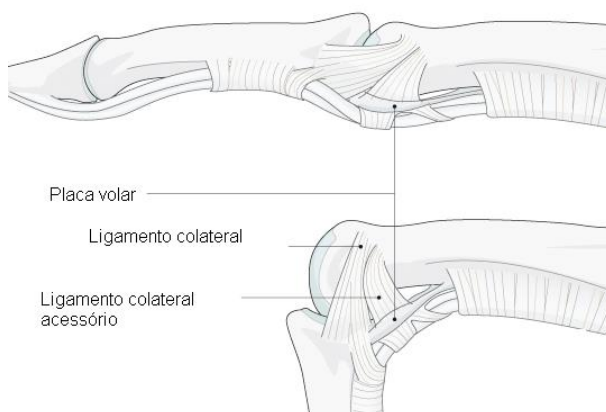
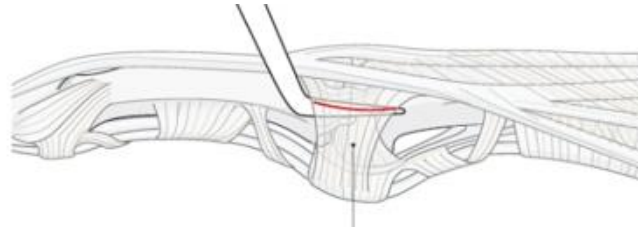


Figura 23 - Representação dos ligamentos colateral e acessório colateral da articulação IFP [17]

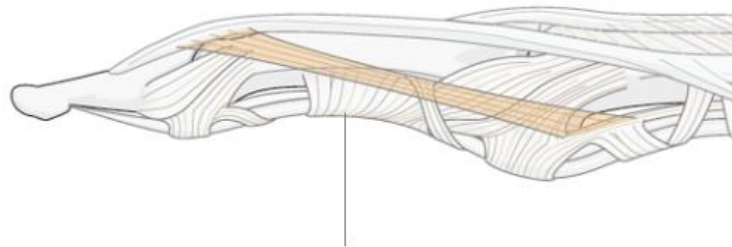
Os **ligamentos de Landsmeer** são estruturas anatómicas inconstantes constituídas por **ligamentos retinaculares transversos e oblíquos**. O primeiro (figura 24) origina-se na bainha do tendão flexor, ao nível da articulação interfalângica proximal, e insere-se na bainha lateral do tendão do extensor comum dos dedos. Este ligamento impede a abdução/adução aquando da extensão da articulação IFP. O **ligamento retinacular oblíquo** (figura 25) surge na falange

proximal e termina na face dorsal da articulação interfalângica distal, no tendão extensor comum dos dedos. Apesar da sua ação biomecânica basear-se na estabilização da articulação IFD, este ligamento ajuda a controlar e a coordenar o movimento de flexão e extensão entre as articulações IFP e IFD [16, 11].



Ligamento Retinacular Transverso

Figura 24 - Representação do ligamento Retinacular transversos da articulação IFP [17]



Ligamento Retinacular Oblíquo

Figura 25 - Representação do Ligamento Retinacular Oblíquo da articulação IFP [17]

Para Petre [16], existe ainda outro ligamento que apesar de não atuar diretamente na articulação interfalângica proximal, está indiretamente envolvido, pois passa por esta articulação para se inserir na articulação interfalângica distal, o **ligamento triangular** (figura 26). Este tem origem em cada lado dos tendões do extensor comum dos dedos e, apenas pode ser encontrado na face distal da articulação IFP. Este ligamento neutraliza a força do ligamento retinacular oblíquo e evita força lateral excessiva do mecanismo de tendão extensor comum dos dedos [16].

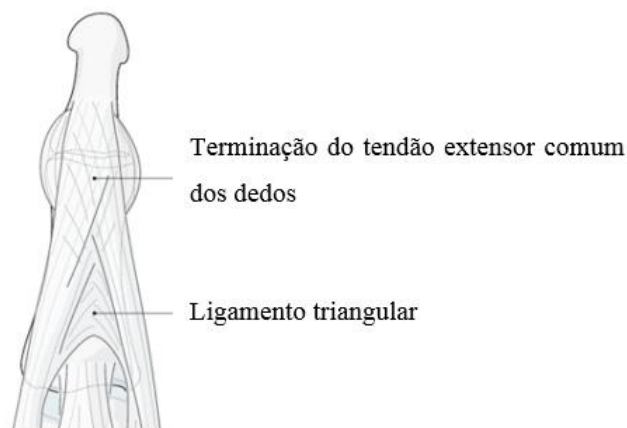


Figura 26 - Representação do ligamento triangular da articulação IFP [17]

2.2.4 Músculos e tendões

Os músculos constituem a segunda estrutura a ser solicitada aquando do movimento do membro, pelo que são essenciais no seu funcionamento. Na mão, os músculos aparecem subdivididos em três grupos: tenares, hipotenares e os músculos palmares, como já havia sido descrito e explicado na secção anterior. Contudo, nesta secção apenas serão abordados os músculos envolvidos nas articulações interfalângicas proximais do I, II e III dedo. No I dedo, ou polegar, existem oito músculos motores, contudo apenas sete estão, direta ou indiretamente, envolvidos na sua articulação interfalângica. Os músculos do polegar encontram-se divididos em intrínsecos e extrínsecos. Os músculos extrínsecos são dois e têm a sua origem no antebraço, sendo que um deles é responsável pelo movimento de flexão – **m. longo flexor do polegar** – e, o outro pelo movimento de extensão – **m. longo extensor do polegar**. Os quatro músculos intrínsecos, com origem e inserção na mão, envolvidos direta ou indiretamente na articulação mencionada são: **m. curto abdutor do polegar**, **m. curto flexor do polegar**, **m. adutor do polegar** e **m. oponente do polegar** (figura 27).

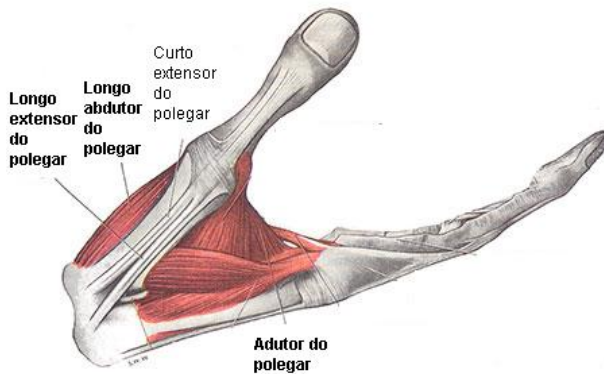


Figura 27 - Alguns dos músculos do polegar envolvidos na articulação IFP [18]

Os músculos que estão, diretamente ou indiretamente, envolvidos na articulação interfalângica proximal do II e III dedo são cinco, em que um deles é intrínseco – **m. lumbricóides**. Os restantes músculos têm a sua origem no antebraço, e por isso denominam-se como extrínsecos. Dentro destes músculos, dois estão relacionados com o movimento de flexão – **m. flexor profundo dos dedos** e **m. flexor superficial dos dedos** – e dois com o movimento de extensão (figura 28) – **m. extensor comum dos dedos** e **m. extensor do II dedo**. O último apenas é específico do II dedo, sendo esta a única diferença com o III dedo. Salienta-se, ainda, a existência de um sistema osteofibroso, constituído por bainhas fibrosas, formando um túnel onde deslizam os tendões flexores. Apesar de não ser um músculo, nem tendão, por ter um papel importante na estabilização dos tendões flexores, aborda-se sucintamente este sistema neste capítulo. O túnel osteofibroso é formado pela placa volar e, com o seu revestimento conjuntivo forma as polias, que podem ter a forma de arco (polias arciformes) ou de cruz (polias cruciformes) – figura 29.

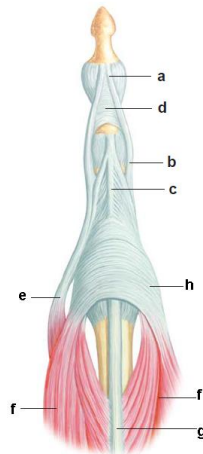


Figura 28 - Músculos extensores dos dedos [19] Legenda: a - Tendão terminal do extensor comum dos dedos; b - tendões laterais do extensor comum dos dedos; c - Tendão central do extensor comum dos dedos; d - Ligamento triangular; e - Músculo lumbricóide; f - Músculo interósseo; g - Tendão extensor extrínseco; h - Banda sagital.

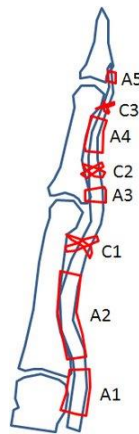


Figura 29 -Esquema ilustrativo do sistema osteofibroso dos dedos [20]

2.3 Biomecânica da mão

A Biomecânica foi definida, por Hatze (1974), como “o estudo do movimento dos seres vivos utilizam a ciência da mecânica” [21]. Neste capítulo serão descritas as amplitudes, bem como as forças exercidas aquando da execução de algumas atividades que envolvam os movimentos fisiológicos – flexão e extensão - da articulação interfalângica proximal dos I, II e III dedos da mão.

2.3.1 Movimentos da mão

A mão é um órgão complexo, cujas forças associadas e amplitudes são variáveis, e de uma especificidade tal que se torna difícil obter dados generalizados. A mão humana torna-se única pela capacidade de agarrar e segurar objetos através do movimento de preensão. A preensão, ou pinça, é o movimento que o Homem consegue executar com o auxílio do polegar e que lhe permite segurar objetos das mais variadas dimensões. Segundo Kapandji [2], existem inúmeros movimentos de preensão, sendo que os mais fulcrais podem ser classificados em três grupos distintos: preensões digitais, palmares e centradas. As preensões digitais usam dois ou mais

dedos para segurar um objeto sem recorrer ao auxílio da palma da mão. Podem subdividir-se em bidigitais (figura 30 a) ou pluridigitais (figura 30 b), consoante o número de dedos que envolvem e a posição que estes ocupam aquando do movimento.

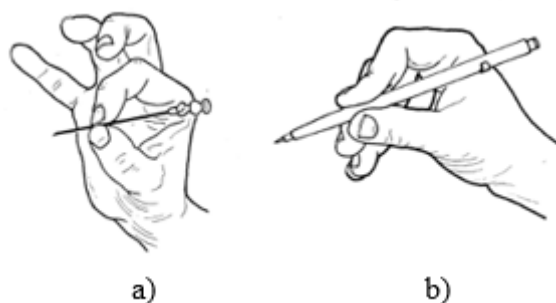


Figura 30 - Preensão digital: a) - Preensão bidigital; b) - Preensão pluridigital. [2]

O movimento de preensão palmar consiste em agarrar um objeto, pressionando-o com os dedos contra a palma da mão. Este movimento de oposição pode ser de dois tipos: preensão digital-palmar (figura 31 a), em que o movimento é realizado recorrendo à palma da mão juntamente com os quatro últimos dedos e, ainda a preensão palmar (figura 31 b) com toda a mão e toda a palma que, como o próprio nome indica, recorre aos cinco dedos da mão. Esta última preensão é usada normalmente para segurar objetos de elevado peso e dimensão.

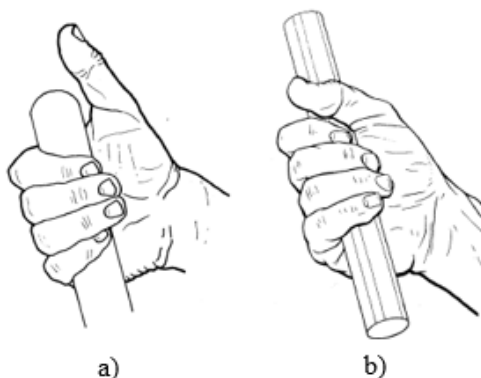


Figura 31 - Preensão palmar: a)- Preensão digital-palmar; b)- Preensão palmar. [2]

Por fim, não menos importante, a preensão centrada ou direcional (figura 32). Este movimento consiste em agarrar o objeto, para que todos os dedos fiquem em contacto com a mesmo.

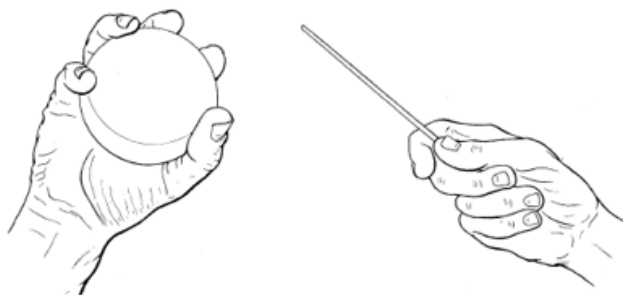


Figura 32 - Preensão centrada [2]

O mesmo autor, refere ainda outros tipos de preensão, como aqueles em a gravidade (figura 33 a) é essencial e a mão só suporta, preensões em forma de gancho (figura 33 b) e, preensões ativas ou de contacto (figura 33 c).

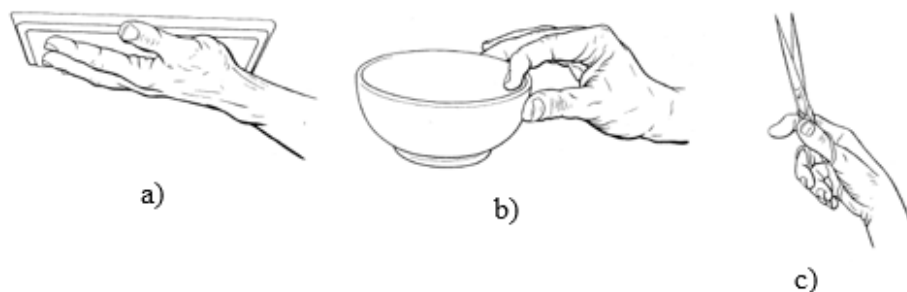


Figura 33 - Preensão por gravidade (a); Preensão em forma de gancho (b); Preensão ativa (c). [2]

Por sua vez, Cooney [22] classifica, de forma mais sucinta, os movimentos de preensão como três: preensão em ponta (figura 34 a), lateral (figura 34 b), e palmar (figura 34 c); e um movimento de garra (figura 34 d). Este autor, contrariamente a Kapandji, não descreve estes movimentos tendo em conta o número de dedos envolvidos na ação, mas antes, a forma funcional como o movimento é realizado.



Figura 34 - Tipos de preensão, segundo Cooney : a) - Preensão em ponta; b) - Preensão lateral; c) - Preensão palmar; d) - Movimento de garra. [22]

2.3.2 Amplitudes de Movimento

Cada articulação tem as suas características, já referenciadas na secção das considerações anatómicas. Desta forma, revela-se importante para o estudo biomecânico analisar as forças e as amplitudes que cada articulação executa quando solicitada. Nesta secção serão explicadas as amplitudes do punho, bem como das articulações metacarpofalângicas e interfalângicas distais de todos os dedos. As amplitudes das articulações interfalângicas proximais serão abordadas numa secção específica, posteriormente, devido à sua importância para este trabalho. Segundo Kapandji [2] e Magee [23], a amplitude máxima de abdução (ou desvio radial) da articulação do punho, relativamente ao eixo da mão (figura 35 a), é de 15° (figura 35 b). No que refere ao movimento de adução (ou desvio ulnar), a amplitude máxima, relativamente ao eixo da mão, está compreendida entre os 30 e os 45° (figura 35 c). É importante salientar que estas amplitudes são variáveis de indivíduo para indivíduo. [2, 23].

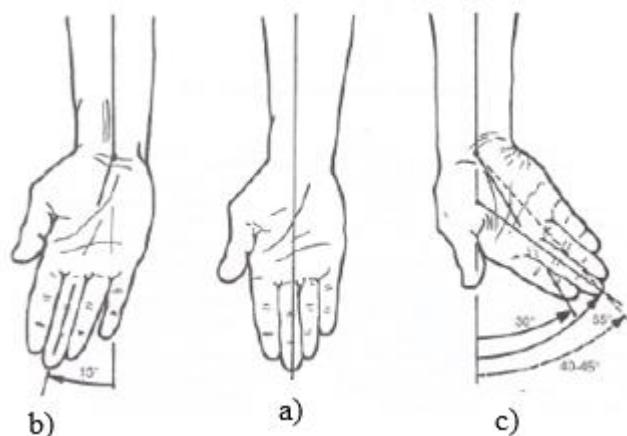


Figura 35 - Amplitudes de movimento do punho no plano frontal [2]

No que respeita ao plano sagital, os movimentos de flexão e extensão apresentam como amplitudes máximas, respetivamente, de 80 a 90° (figura 36 a) e, de 70 a 90° (figura 36 b), face ao eixo de referência⁷. Não devemos esquecer que estes valores variam de indivíduo para indivíduo [2, 23].

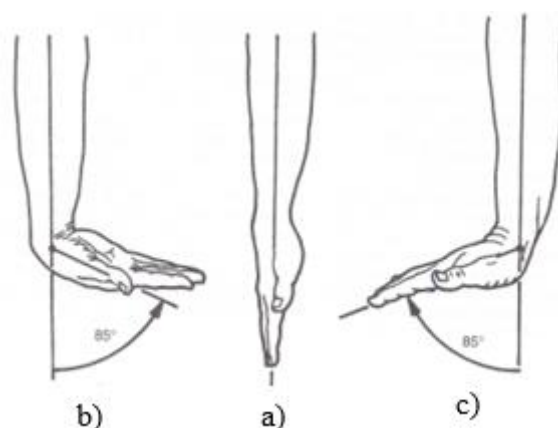


Figura 36 - Amplitudes de movimento do punho no plano sagital [2]

As articulações metacarpofalângicas, são do tipo condilar, e possuem dois graus de liberdade. A sua amplitude máxima de flexão corresponde a, aproximadamente, 90° (figura 37 a). Esta articulação pode atingir uma hiperextensão de 90° (figura 37 b), quando os indivíduos possuem os ligamentos frouxos, contudo ativamente esta articulação realiza uma hiperextensão entre 30 a 40° (figura 37 c). Relativamente aos movimentos laterais – abdução e adução), o indicador é o dedo que possui maiores amplitudes, conseguindo atingir cerca de 30° (figura 37 d) [2, 23].

⁷ Neste caso, o eixo de referência corresponde ao alinhamento da superfície dorsal da mão com a face posterior do antebraço.

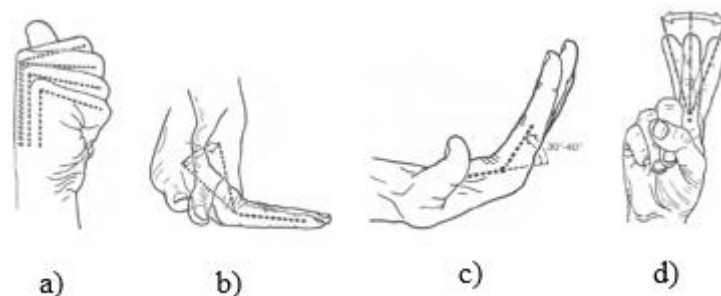


Figura 37 - Movimentos das articulações metacarpofalângicas: a) – Flexão das articulações MF; b) – Extensão passiva das articulações MF; c) – extensão ativa das articulações MF; d) – Movimento lateral da articulação MF.
[2]

As articulações interfalângicas distais são dotadas de apenas um grau de liberdade, e atingem, no máximo 90° de flexão (figura 38). Torna-se importante salientar que as amplitudes aumentam progressivamente de dedo para dedo, bem como as articulações metacarpofalângicas, atingindo o seu valor máximo no V dedo. Relativamente à sua extensão ativa é praticamente nula. Contudo, passivamente pode atingir os 20° [2, 23]. Contrariamente ao que acontece nas articulações metacarpofalângicas, estas não têm possibilidade de realizar movimentos laterais uma vez que possuem apenas um grau de liberdade.



Figura 38 - Flexão da articulação interfalângica distal [2]

De forma sucinta são apresentados na tabela 3 as amplitudes dos diversos movimentos do punho e das articulações constituintes dos dedos.

Tabela 3 - Amplitudes do punho e mão [2, 23]

Movimentos do punho e da mão	Amplitude máxima (°)
Abdução do punho	15
Adução do punho	45
Flexão do punho	85
Extensão do punho	85
Flexão MCF	90
Extensão passiva MCF	90
Extensão ativa MCF	40
Movimento lateral do indicador	30
Flexão IF distais	90
Extensão passiva IF distais	20

2.3.3 Força e Momentos

A força muscular da mão representa um índice clínico objetivo em variadas situações, como avaliar a funcionalidade dos membros superiores, e é frequentemente usada na monitorização da função motora [24, 25]. A força de preensão palmar reflete a força isométrica das mãos, sendo o modo como se correlaciona com outros grupos musculares usado frequentemente como um indicador de saúde genérico, em adultos. Constitui também um dos métodos clínicos mais credíveis para medir a força geral [26]. É importante distinguir a força entre homens e mulheres. De forma a identificar as diferenças reais entre estas forças, McArdle procedeu a um estudo em que trata aspetos relativos à força muscular, avaliando as relações referentes ao corte transversal do músculo, força total absoluta e relativa em relação ao baixo peso corporal [27]. Relativamente ao corte transversal dos músculos da mão, McArdle et al. apontam que o músculo esquelético humano pode gerar cerca de 3 a 8 kg de força de corte transversal por cm² de músculo, independentemente do sexo [27]. Vignatti [28], no seu estudo de preensão manual de jovens desportistas, afirma que o peso é a variável preponderante na força de preensão manual.

Tabela 4 - Forças de preensão palmar da mão direita em função da faixa etária e do sexo dos indivíduos [29]

	Sexo	Mão direita		Mão esquerda	
		Média de idade	Preensão palmar (kg/F)	Média de idade	Preensão palmar (kg/F)
Escolar	Homens	4,5 ± 0,50	7,19 ± 2,19	4,5 ± 0,50	6,95 ± 2,30
	Mulheres	4,5 ± 0,51	6,67 ± 1,66	4,5 ± 0,51	6,51 ± 1,67
Pré-escolar	Homens	8,86 ± 1,92	15,15 ± 6,12	8,86 ± 1,92	14,33 ± 5,67
	Mulheres	8,62 ± 2,03	13,20 ± 5,87	8,62 ± 2,03	12,45 ± 5,42
Adolescente	Homens	15,50 ± 1,68	42,09 ± 11,44	15,50 ± 1,68	39,73 ± 11,83
	Mulheres	15,48 ± 1,71	26,64 ± 4,32	15,48 ± 1,71	24,90 ± 4,85
Adulto	Homens	31,48 ± 7,53	49,35 ± 7,36	31,48 ± 7,53	46,83 ± 7,65
	Mulheres	31,22 ± 7,25	31,37 ± 5,82	31,22 ± 7,25	29,05 ± 5,13
Meia-idade	Homens	54,42 ± 5,88	43,28 ± 7,11	54,42 ± 5,88	41,58 ± 6,56
	Mulheres	54,38 ± 6,06	23,50 ± 5,35	54,38 ± 6,06	21,63 ± 4,78
Idoso	Homens	75,96 ± 7,91	35,69 ± 7,82	75,96 ± 7,91	32,47 ± 7,53
	Mulheres	74,76 ± 5,27	20,55 ± 5,14	74,76 ± 5,27	19,03 ± 4,69

Em 1985, Mathiowetz et al. [30] verificou que a dominância de mão não afeta os níveis de força em adultos. Contudo, outros estudos revelam que a mão dominante é cerca de 10% mais forte do que a não dominante. Estes dados evidenciaram alguma inconsistência entre estudos. Nesta secção serão analisados estudos experimentais efetuados por diversos investigadores, de forma a perceber a influência do sexo e da idade na força exercida na pinça do polegar, onde é exercido o movimento de oposição do polegar.

De todos os estudos analisados, destaca-se o estudo realizado por Moura [29], pois aborda as forças de preensão da mão em diferentes faixas etárias. A autora utilizou nos seus testes o dinamómetro JAMAR, por aconselhamento da Sociedade Norte-Americana de terapeutas da Mão. Este instrumento é considerado pelos clínicos o melhor instrumento para calibragem. Além disso, a autora considerou ainda a posição de cada indivíduo que participou nos testes,

sendo que todos se encontravam com o ombro abduzido e rotação neutra, cotovelo fletido a 90º, antebraço em posição neutra e punho entre 0º e 30º de desvio ulnar [29]. Na tabela 4 é apresentada a distribuição geral das forças de preensão de acordo com os grupos etários e sexo de cada indivíduo primeiramente para mão direita - que a autora afirma ser a mão dominante de todos os indivíduos estudados - e, posteriormente, para a mão esquerda - mão não-dominante.

Tabela 5 - Forças de preensão palmar em função do sexo e da faixa etária dos indivíduos [31]

Idade	Preensão palmar (kg)			
	Homens		Mulheres	
	Mão dominante	Mão não-dominante	Mão dominante	Mão não-dominante
20	45,2	42,6	23,8	22,8
20-30	48,5	42,6	24,6	22,7
30-40	49,2	44,5	30,8	28,0
40-50	49,0	47,3	23,4	21,5
50-60	45,9	43,5	22,3	18,2

Após análise das tabelas anteriores, pode observar-se, como já foi referido, que a mão direita executa forças superiores à mão esquerda em cerca de 5 a 10%. Denote-se que a autora considera a mão direita como mão dominante. Swanson *et al* [31], também estudou as forças de preensão palmar em 100 indivíduos (200 mãos), na faixa etária entre os 17 e os 60 anos, utilizando o mesmo dinamómetro – JAMAR. Para além de classificar os grupos de estudo quanto à idade, agrupou-os ainda quanto à sua atividade diária. Desta forma, podemos analisar os resultados obtidos pelo autor, para a força de preensão palmar, em função da idade, sexo e da mão dominante e não-dominante, na tabela 5. Os resultados obtidos para a força de preensão palmar em função do sexo e da ocupação de cada indivíduo podem ser observados na tabela 6.

Tabela 6 - Forças de preensão palmar em função do sexo e da ocupação dos indivíduos [31]

Ocupação	Preensão palmar (kg)			
	Homens		Mulheres	
	Mão dominante	Mão não-dominante	Mão dominante	Mão não-dominante
Ativo	45,2	42,6	23,8	22,8
Sedentário	48,5	42,6	24,6	22,7
Trabalho manual*	49,2	44,5	30,8	28,0
Média	47,6	45,0	24,6	22,4

Como pode observar-se nas tabelas, à semelhança dos resultados obtidos por Moura [29], também nas experiências feitas por Swanson os indivíduos do sexo masculino conseguem atingir forças muito superiores às das mulheres. Denota-se ainda, uma capacidade muito superior da mão dominante executar preensão palmar em relação à mão não-dominante.

2.4 Biomecânica da articulação interfalângica proximal

Nesta secção será abordada a biomecânica da articulação interfalângica proximal, mais propriamente os seus movimentos, amplitudes de movimento, assim como as forças que a articulação exerce quando solicitada para diferentes tipos de movimento.

2.4.1 Movimentos da articulação

Esta articulação da falange proximal com a falange média é dotada de apenas um tipo de movimento – flexão/extensão (figura 39).

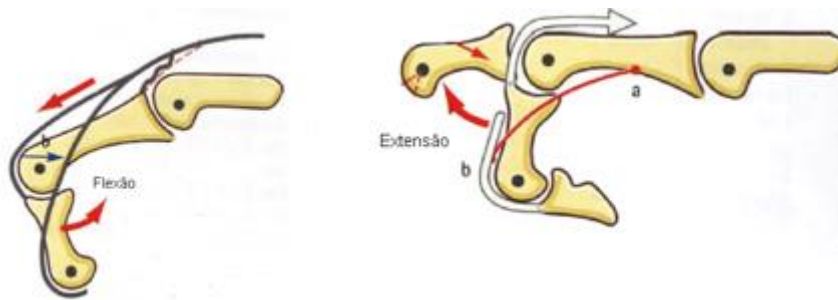


Figura 39 - Movimentos da articulação interfalângica proximal [2]

Cooney et al [22] representam a articulação interfalângica do polegar através de um referencial (figura 40). Este demonstra que esta articulação apenas possui um grau de liberdade (flexão/extensão), sobre o eixo de z.

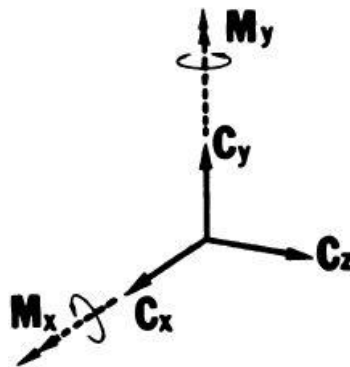


Figura 40 - Referencial de aplicação de forças e momentos da articulação interfalângica proximal [22]

2.4.2 Amplitudes de movimento

No que toca às articulações interfalângicas proximais, apenas são dotadas de um grau de liberdade, como referido anteriormente. Segundo Kapandji [2], as amplitudes de flexão são variáveis, ultrapassam os 90°, podendo atingir, os 135° no quinto dedo. Para Magee [23], o ângulo máximo de flexão, para a mesma articulação, varia entre os 100° e os 115°. A extensão ativa e passiva das articulações proximais é considerada nula [2]. Sendo bastante estável, não se verificando movimentos laterais [2]. Cooney et al [22] afirmam que a articulação

interfalângica do polegar possui uma amplitude de flexão que varia entre os 0º e os 65º, sem movimentos de rotação ou inclinação lateral, durante os movimentos de pinça e garra.

2.4.3 Força de movimentos

No que respeita à força exercidas nos elementos da articulação interfalângica proximal, foram vários os autores que se dedicaram a este estudo. Cooney at al. [22] investigaram todas as forças que poderiam ser consideradas para o estudo do polegar. Começou por determinar as direções das forças dos músculos e tendões que auxiliam o primeiro dedo (figura 41).

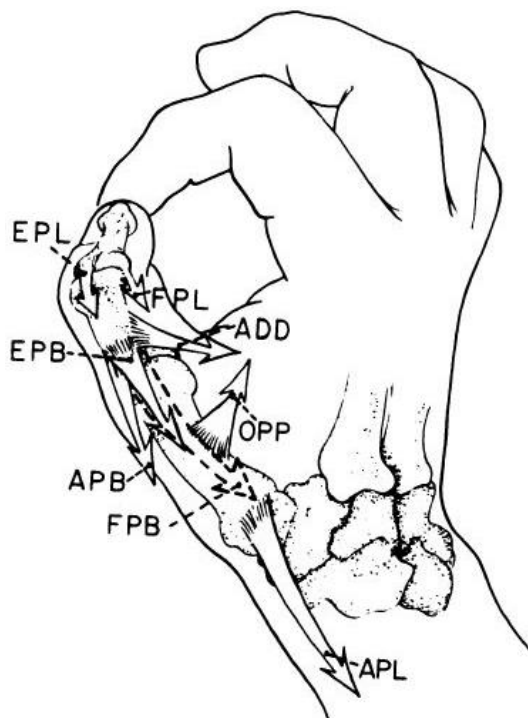


Figura 41 – Direções das forças dos tendões que atuam o diretamente no polegar. Legenda: EPL - m. longo extensor do polegar; EPB - m. curto extensor do polegar; FPL - m. longo flexor do polegar; ADD - m. longo adutor do polegar; FPB - m. curto flexor do polegar; APL - m. longo abdutor longo do polegar; APB - m. curto abdutor do polegar; OPP - m. oponente do polegar. [22]

Cooney at al. [22] fizeram uma análise tridimensional das forças exercidas nas articulações do polegar aquando da aplicação de uma força externa (A) (figura 42). Assim, e de acordo com a área de interesse deste trabalho, iremos apenas apresentar os resultados obtidos para a articulação interfalângica. A força aplicada na ponta do polegar resulta em tensão de vários tendões, tendo como principal foco o tendão FPL e o tendão EPL e as forças de reação na articulação C_x , C_y e C_z , valores importantes para os ensaios de simulação e teste da prótese em causa (tabela 7).

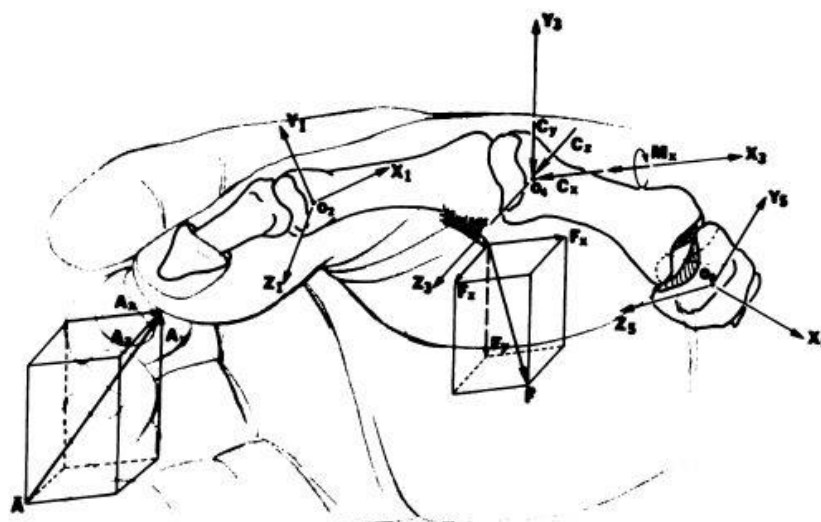


Figura 42 – Diagrama de forças exercidas no músculo FPL quando aplicada uma força externa [22]

Tabela 7 – Variáveis que atuam na articulação interfalângica do polegar [22]

Articulação	Sistema mecânico equivalente	Forças desconhecidas	Notação
IF	Articulação em “dobradiça”	Força axial de compressão	C_x
		Reação dorsovolar	C_y
		Reação radio-ulnar	C_z
		Momento axial	M_x
		Momento de inclinação lateral	M_y
		Forças dos tendões:	
		Longo flexor do polegar	FPL
		Longo extensor do polegar	EPL
		Total	7

No trabalho de Cooney et al [22] de determinação da tensão nas articulações do polegar, foram feitas algumas considerações importantes e de elevada ênfase para a análise do mesmo. A única consideração feita no trabalho que condiciona este trabalho é que o tendão EPL não foi considerado na análise, porque assumindo que este atua na mesma direção da força aplicada, suporta uma carga mínima. Deste modo, apesar de ajudar a estabilizar a articulação, e mesmo sendo um abdutor ativo, considera-se que a sua contribuição em resistir a forças externas é secundária e residual. Assim, nesta análise apenas será alvo de estudo a tensão presente no tendão FPL. Relativamente às forças exercidas na mão, os autores utilizaram diferentes valores para força aplicada, variando de 1 Kg/Kg (Kg por Kg de força aplicada) para os diferentes tipos de pinça e uma força de 10 Kg para o movimento de garra (tabela 8). Os autores debruçaram-se, também, no estudo das forças de reação das articulações do polegar, quando submetidas a forças externas, nos tipos de pinça (um quilograma) e no movimento de garra (dez quilogramas). Analisaremos apenas os valores obtidos para a articulação interfalângica do polegar, visto ser a área de interesse neste trabalho (tabela 9).

Tabela 8 – Força exercida pelo tendão FPL durante os tipos de pinça e movimento de garra [22]

Tendão	Força do tendão durante a pinça		Força do tendão durante a garra (kg)
	Pinça de pontas (kg)	Pinça lateral (kg)	
FPL	2,28-3,52	2,47-3,84	15,0-34,3

Tabela 9 - Forças de Reação na articulação interfalângica, dependendo do tipo de movimento [22]

	Movimento de pinça		Movimento em garra (kg)
	Pinça de pontas (kg)	Pinça lateral (kg)	
Força de contacto (C_x)	2,36-3,68	2,41-3,45	13,9-23,6
Reação lateral (C_z)	0,19-0,27	0,06-0,15	0
Reação dorsal (C_y)	0,06-0,18	0,17-1,25	3,50-4,40
Momento de rotação axial (M_x)	1,21-2,63	-	-
Momento de inclinação lateral (M_y)	1,70-4,11	-	-

Nota: os momentos são representadas em kg.mm.

Na pinça lateral e no movimento de garra não existe valores dos momentos, pois como a força é aplicada na linha do polegar, estes não existem. Kapdanji [2], definiu a direção das forças dos músculos da mão, de entre os quais, os que interagem na articulação interfalângica proximal, como se pode visualizar na figura 43.

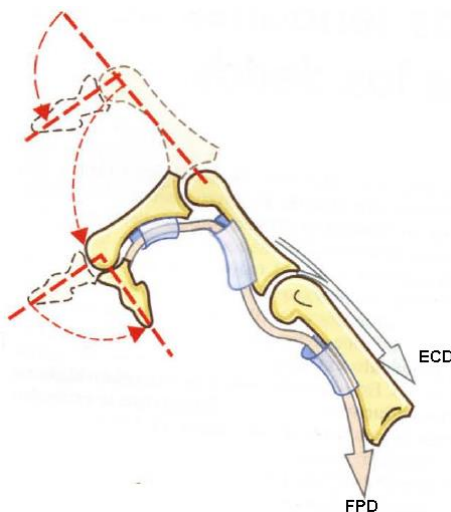


Figura 43 - Direções em que atuam os músculos que interagem na articulação interfalângica proximal: FPD - Flexor Profundo dos Dedos; ECD - Extensor Comum dos Dedos. [2]

Li et al [32], desenvolveram um método para avaliar a força produzida pelos músculos flexor profundo dos dedos (FPD), flexor superficial dos dedos (FSD) e músculos intrínsecos (INT), e para estimar o contributo desses músculos nos momentos das articulações dos dedos. Este estudo assenta em dois princípios: 1) porque o FPD se insere na falange distal e o FSD na falange média, as forças produzidas por estes músculos e a sua contribuição para os momentos de força podem ser estimadas através da medição da força externa produzida pelo dedo; 2) a contribuição relativa do FPD, FSD e INT pode ser alterada pelo deslocamento do ponto de aplicação da força externa ao longo do dedo (tabela 10).

Tabela 10 - Correlação entre o ponto de aplicação da força externa e a ação dos músculos nas articulações [32]

Ponto de aplicação da força externa	Articulação		
	IFD	IFP	MCF
A meio da falange distal	FPD	FPD+FSD	FPD+FSD+INT
Na articulação interfalângica distal	-	FSD	FSD+INT
Na articulação interfalângica proximal	-	-	INT

Legenda: IFD - Interfalângica Distal; IFP - Interfalângica Proximal; MCF - Metacarpofalângica; FPD - Flexor Profundo dos Dedos; FSD - Flexor Superficial dos Dedos; INT - Músculos intrínsecos

Ao observar a tabela 11, pode concluir-se que dependendo do ponto de aplicação da força externa no dedo, os músculos que atuam são diferentes. Visto que para este trabalho apenas nos interessa a articulação IFP, analisaremos apenas esta. Desta forma, observa-se que os músculos que interferem na flexão desta estrutura anatómica são o FPD e o FSD, e que podem atuar em conjunto (se o ponto de aplicação for a meio da falange distal), ou isoladamente, neste caso, o FSD (se o ponto de aplicação for na articulação interfalângica distal). Além do estudo da correlação entre o ponto de aplicação da força e os músculos ativados, Li et al [32] analisou ainda as forças e os momentos dos diferentes dedos (II a V dedos) gerados a partir da aplicação de uma força externa, a meio da falange média (tabela 11). Para este estudo consideramos apenas a articulação interfalângica proximal.

Tabela 11 - Força e momentos de força gerados dos II a V dedos [32]

Dedo	Força (N)	Momento de força (N/m)
II	46,5 ± 12,7	1,700
III	40,4 ± 11,9	1,729
IV	28,1 ± 6,4	1,172
V	23,2 ± 5,1	0,723

Pela análise da tabela 11, pode concluir-se que quando o ponto de aplicação da força incide sobre a articulação interfalângica proximal, não é gerado qualquer momento de força na articulação. Constata-se, também, que a força gerada é maior no II dedo e vai diminuindo até ao V dedo e, há medida que o ponto de aplicação da força se desloca de distal para proximal, a força aumenta, e o momento de força diminui. K.D. Butz et al [33] desenvolveram, por sua vez um estudo com o objetivo de determinar um método numérico fiável para prever os principais locais de concentração de tensões e por sua vez contribuir para o desenvolvimento de conceitos protésicos que melhorem a eficiência da prótese da articulação interfalângica proximal. Para isso estudaram pormenorizadamente as forças de reação que ocorrem nas várias articulações da mão no decorrer de diversas atividades do dia-a-dia. Para análise apenas iremos considerar a articulação interfalângica proximal, foco do presente estudo. Desta forma, as atividades analisadas foram: escrever num teclado, tocar piano, apreensão de uma caneta, carregar peso e rodar a tampa de um frasco. É importante referir que as atividades envolvem movimento e forças que ocorrem principalmente no plano sagital, assim sendo a abordagem 2-D (figura 44) para esta é perfeitamente válida [33]. Nas atividades diárias de escrever num teclado, tocar

piano, preensão de uma caneta, foram considerados e medidos os ângulos realizados por cada articulação do dedo, e a força P que atua, em cada caso, na ponta da falange distal (tabela 12).

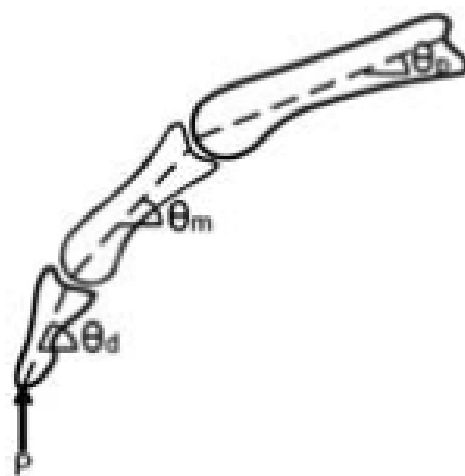


Figura 44 - Postura do dedo e orientação da força externa aplicada [33]

Tabela 12 - Ângulos das falanges para cada atividade e respectiva força externa aplicada em cada caso [33]

	θ_d (°)	θ_m (°)	θ_p (°)	P (N)
Escrever num teclado	70	35	-5	1,3
Tocar piano	60	45	20	3,7
Preensão de uma caneta	20	15	-20	3

Para as restantes atividades foram feitas algumas considerações importantes, como por exemplo no caso de carregar pesos, a força externa atua na articulação interfalângica proximal. A força foi distribuída de igual forma pelas falanges médias e proximal (aproximadamente 5mm a partir do centro de rotação da articulação interfalângica proximal). Os ângulos de cada falange, usados nos cálculos, foram -90° para a falange distal, -120° para a falange média e 120° para a falange proximal. A carga assumida para P foi de 45N. Por último, para a abertura do frasco considerou-se que a força foi distribuída uniformemente pelas 3 falanges. O diâmetro da tampa do frasco era de 8cm e, foi ainda considerado um momento de 3N.m, comum e necessário a esta atividade. Perante as considerações anteriores foram então determinadas as forças resultantes na articulação para todas as atividades previamente mencionadas (tabela 13).

J. L. Sancho-Bru et al [34] realizaram também vários ensaios de forma a determinar o ângulo de rotação de cada articulação da mão, aquando do aperto de 2 cilindros diferentes (preensão palmar). Para tal utilizaram um cilindro com 0,401Kg de peso e 64mm de diâmetro (Cilindro 1) e um segundo cilindro com 0,04Kg de peso e 82mm de diâmetro (Cilindro 2). Os resultados obtidos encontram-se na tabela 14, e apenas estão referenciados os resultados para a articulação interfalângica proximal uma vez que é o objetivo de estudo.

Tabela 13 - Forças resultantes na articulação interfalângica decorrentes das diversas atividades diárias [33]

	Escrever num teclado	Tocar piano	Preensão de uma caneta	Carregar peso	Abrir um frasco
Momento (N.m)	-	-	-	-	3,0
Força <i>P</i> (N)	1,3	3,7	3,0	45,0	-
Força na articulação IFP	7,0	19,3	17,0	84,0	164,4

Tabela 14 - Ângulos de rotação das articulações interfalângicas [34]

	Amplitude (°)
Cilindro 1	
Polegar	49,7
Indicador	48,3
Médio	48,3
Cilindro 2	
Polegar	35,5
Indicador	46,7
Médio	46,7

Como se pode observar, pela tabela anterior, pode concluir-se que para a atividade de preensão palmar a amplitude do ângulo de rotação da articulação interfalângica proximal é a mesma no dedo médio e no dedo indicador. B. Goislard de Monsabert et al [35] desenvolveram modelos de superfície 3-D para estudo das forças que atuam nas articulações da mão com o objetivo de determinar os riscos para a mão com osteoartrite. Um dos vários objetivos do seu trabalho foi a obtenção das áreas de contato entre os ossos que compõem uma articulação, para a atividade de preensão palmar de um objeto cilíndrico e para a preensão de pontas. Os valores obtidos são apenas do polegar e do indicador na articulação interfalângica proximal (tabela 15).

Tabela 15 - Área de contato dos ossos da articulação interfalângica proximal [35]

	Área de contato (mm²)	
Dedo	Preensão palmar	Preensão de pontas
Polegar	63,1±16,5	67,6±27,5
Indicador	86,9±17,9	53,4±14,4

Por analogia, e segundo a tabela 15 no qual é visível que o ângulo de rotação da articulação é igual para os dedos indicador e médio, podemos então dizer que a área de contato do dedo médio é igual à do dedo indicador, uma vez que estes dois dedos têm dimensões idênticas.

Patologias e tratamentos da articulação

Neste capítulo serão inumeradas e descritas as principais patologias e causas de falência da articulação interfalângica proximal. Estas patologias podem conduzir à artroplastia da articulação, ou mesmo à artrodese, quando não existe outra solução. Também serão apresentados os principais modelos de implantes utilizados na artroplastia interfalângica proximal, suportados por estudos de resposta biológica e biomecânica ao implante.

3.1 Fratura da articulação interfalângica proximal

A fratura da articulação interfalângica proximal é das principais causas de falência da mesma. A posição desprotegida e o longo braço do momento da articulação tornam-na vulnerável a lesões. Algumas lesões são puramente ligamentares, enquanto outras resultam numa fratura intra-articular com ou sem subluxação ou deslocação. O edema permanente, dor e variação dos graus de rigidez, frequentemente complicam o adequado tratamento das lesões da articulação interfalângica proximal. Muitas vezes, a pobre execução do tratamento conduz a uma marcada rigidez, luxação e a alterações degenerativas [36].

3.1.1 Tipos de Fraturas

A fratura da articulação interfalângica proximal ocorre aquando da transmissão de uma carga de forma rápida, na qual resultam vetores de forças longitudinais e momentos angulares fortes. A aplicação da força segundo uma direção e magnitude determina a localização da fratura e o aspeto da mesma. A fratura articular da falange média pode ocorrer em 3 localizações anatómicas distintas: fratura do lábio dorsal, fratura do lábio palmar e fratura articulares centrais (figura 45).

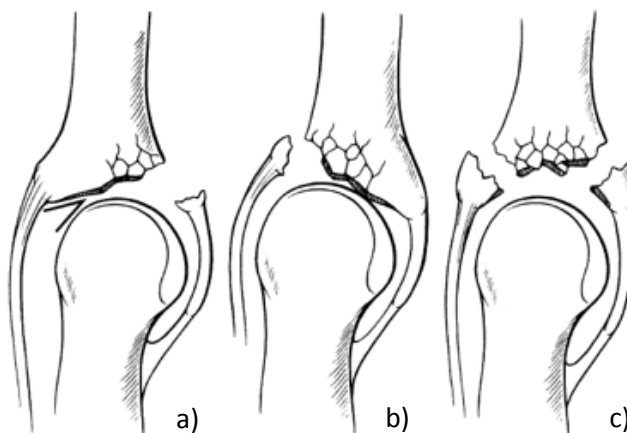


Figura 45 - Tipos de fratura da articulação interfalângica proximal: a) - fratura do lábio palmar com subluxação dorsal; b) - fratura do lábio dorsal com subluxação palmar; c) - Fratura de Pilon, rutura das margens dorsal e palmar. [36]

Os tipos de fraturas apresentados podem ser classificados segundo a percentagem de superfície articular da falange média danificada. Assim, se a quantidade de superfície danificada for inferior a 30% diz-se que a articulação é estável, se estiver compreendida entre 30% e 50% a fratura é ténue, se for superior a 50% a fratura é instável [36].

3.1.2 Tratamentos

O tratamento da fratura da articulação interfalângica proximal depende do tipo de fratura e principalmente da sua classificação de acordo com a percentagem de dano na superfície da falange média.

a) Fratura do lábio palmar

No caso da fratura do lábio palmar estável, que não causa subluxação, deve recorrer-se a tratamentos que promovam o máximo de movimento possível. Na fratura ténue é aconselhado a redução de movimentos até à consolidação dos fragmentos palmares, utilizando talas como apoio para a falange média, evitando assim tratamentos complexos. A fratura instável deve ter uma redução de movimento e a forma de tratamento mais comum é a artroplastia, reconstruindo os apoios palmares da falange média e a continuidade da placa palmar. A luxação no pós-operatório é evitada assegurando a completa estabilidade da articulação [36].

b) Fratura do lábio dorsal

Nas fraturas do lábio dorsais, em que não se verifica subluxação palmar, o objetivo principal é estabelecer a continuidade do tendão central. As articulações com fraturas estáveis, com fragmentos com menos de dois milímetros de deslocamento devem ser imobilizadas em extensão durante 4 semanas com uma tala. Quando os fragmentos resultantes da fratura são maiores que 2 milímetros deve-se recorrer à fixação interna, utilizando fixadores estáveis que permitam movimentos no pós-operatório, como por exemplo, parafusos lag, pinos com um fio de tensão de banda, suturação pull-out, ou dois fios de Kirschner. Nas fraturas instáveis a reconstrução torna-se necessária quando a forma de taça da falange média não é restaurada através da redução dos movimentos da articulação. A elevação dos fragmentos e enxertados no osso, ou a suturação do tendão central são dois métodos complicados devido à frequente rigidez pós-operatória. As adesões do tendão e contrações articulares podem ser limitadas pela aplicação de um fixador articulado que neutralize as forças de translação palmares e permitam movimento precoce [36].

c) Fratura de Pilon

O tratamento da fratura de Pilon necessita de uma intervenção cirúrgica para restaurar o deslizamento de falange média em torno da cabeça da falange proximal. Assim, estabelece-se a colinearidade entre as falanges proximal e média. A estabilidade da articulação é conseguida através do alinhamento e aproximação do fragmento da falange média, recuperando assim a geometria de taça da falange. O movimento deve ser iniciado assim que possível de forma a compensar a redução anatómica da articulação. É importante referir que o cirurgião deve deixar a fratura em tração e iniciar o movimento ativo e passivo assim que possível.

3.2 Artrite Reumatoide

A artrite reumatoide (AR) é uma doença crónica comum caracterizada por uma inflamação das articulações sinoviais, frequentemente associada com uma variedade de manifestações extra-articulares. Inicia-se, geralmente, em média, por volta dos 40 anos, com uma incidência superior no sexo feminino [37]. Em Portugal, esta patologia tem uma prevalência de 0,3% [38]. Esta patologia envolve o sistema axial e periférico, podendo afetar qualquer articulação sinovial. Contudo, as articulações mais envolvidas são as metacarpofalângicas e interfalângicas proximais das mãos e pés, articulação do carpo, rádio-ulnar e radiocárpica distais [37] [39].

3.2.1 Sinais e Sintomas

A artrite reumatoide é facilmente observada através da realização de radiografias, onde são visíveis alterações no osso, articulação e tecidos moles. Estas alterações consistem em edema dos tecidos moles, osteoporose regional, perda difusa do espaço articular, erosões marginais e centrais e anquilose fibrosa. A bursa e a bainha dos tendões também são afetadas [37]. Existem algumas patologias que devido aos sintomas podem ser confundidas com artrite reumatoide, assim revela-se importante excluí-las na avaliação inicial de diagnóstico (tabela 16).

Tabela 16 - Doenças semelhantes à artrite reumatoide [39]

Categoria	Exemplos comuns
Síndromes de tecido conjuntivo	Lupus eritematoso sistémico, vasculites sistémicas, esclerodermia
Doenças sistémicas	Sarcoidose, Doença de Still, Endocardite infecciosa, Febre reumática
Espondiloartropatias	Artrite psoriática, Artrite reativa
Artrite infecciosa	Artrites virais, artrite bacteriana, artrite gonocócica
Artrite induzida por cristais	Gota poliarticular
Endocrinopatias	Doenças da tiróide
Síndromes de tecidos moles e doenças degenerativas	Fibromialgia, Osteoartrite poliarticular
Doenças de deposição	Hemocromatose
Doenças paraneoplásicas	Cancro do pulmão, Mieloma múltiplo

Não existe nenhum teste que confirme a artrite reumatoide, contudo o método mais escolhido para diagnosticar esta patologia é a radiografia convencional. A Tomografia Computorizada e a Ressonância Magnética são também usadas, apresentando mais especificidade. Estes exames são também utilizados para avaliar a progressão dos danos articulares e ósseas [37]. Relativamente a exames laboratoriais, inicialmente devem incluir um hemograma completo com diferencial, fator reumatoide, taxa de sedimentação de eritrócitos ou proteína C-reativa. Testes da linha base de função renal e hepática são recomendados para orientar a medicação. Os testes para descartar outras doenças (tabela 16) são também clinicamente indicados [39]. Além disso, existem critérios que permitem o diagnóstico da artrite reumatoide, baseados nos sinais e sintomas presentes (tabela 17).

Tabela 17 - Critérios para o diagnóstico da Artrite Reumatoide [37]

1	Rigidez matinal
2	Edema os tecidos moles de 3 ou mais articulações, observado por um médico
3	Edema da articulação interfalângica proximal, metacarpo ou punho
4	Artrite simétrica
5	Nódulos reumatoides
6	Presença de fator reumatoide
7	Achados radiológicos típicos, ou seja, com erosões ou sem osteopenia ⁸ periarticular da mão e alterações do punho.

Os critérios de 1 a 4 devem estar presentes, pelo menos, durante 6 semanas. A AR é definida pela presença de 4 ou mais critérios [37]. O primeiro sintoma da AR é a sinovite, ou seja, a congestão e o edema da membrana sinovial. O aumento do líquido intra-articular, distensão capsular e edema circundante dos tecidos moles, ocorrem em estados mais avançados. A figura 46 retrata uma imagem radiográfica de uma mão com artrite reumatoide num estágio avançado. Nesta, é possível denotar alterações típicas da AR: edema dos tecidos moles, erosões ósseas e estreitamento do espaço articular. Quando o tecido sinovial se encontra cronicamente inflamado, provoca a destruição da cartilagem [37].



Figura 46 - Artrite Reumatoide num estágio avançado [37]

A patogénese desta inflamação ainda não se encontra definida, apenas que a sua origem autoimune deriva da genética e dos fatores predisponentes locais [37]. Numa fase avançada da artrite reumatoide, o tecido sinovial inflamado alastra para os ossos e pode levar à destruição

⁸ Diminuição de cálcio e fósforo, entre 10% e 25% menos do que o normal, para lá desses valores e designada Osteoporose.

deste. A contratura e frouxidão ligamentar podem também ocorrer na fase final, causando mau alinhamento e subluxação. Assim, desvio e deformidades são comuns na AR, como por exemplo, a deformidade “*en boutonnière*”, “*coup de vent*”, deformidade em pescoço de cisne (figura 47). Os fragmentos de cartilagem e osso são encontrados no tecido sinovial, provavelmente resultante de processos erosivos. Com o progresso da destruição da cartilagem e osso, o espaço articular pode ser completamente obliterado. Anquilose fibrosa da articulação é típica da AR, no entanto a fusão óssea apenas é vista ocasionalmente [37].

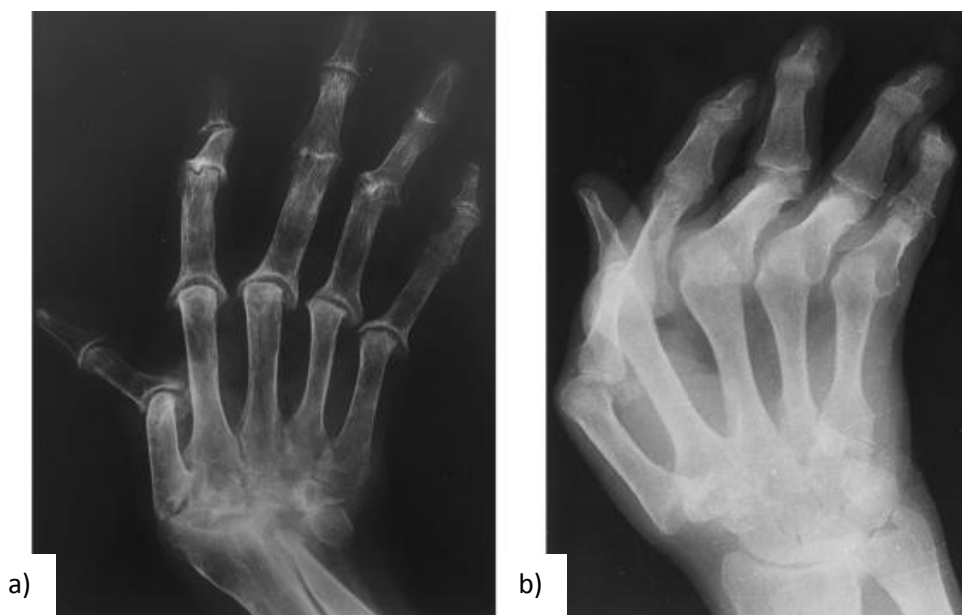


Figura 47 - Artrite Reumatoide, deformidades : a) - Mau alinhamento e subluxação num estado avançado da AR; b) - Deformidade “*en Boutonnière*”. [37]

Em casos com artrite reumatoide também são observadas fraturas. Estas são devidas a osteoporose (fratura por insuficiência) e, pode ocorrer ao mínimo trauma ou espontaneamente na coluna e no esqueleto apendicular. As erosões também podem resultar em fraturas e deformidade [37].

3.2.2 Tratamento

Uma abordagem abrangente relativamente ao tratamento da artrite reumatoide consiste no ensino do utente, fisioterapia e terapia ocupacional e terapia medicamentosa. No que respeita ao ensino do utente, devem ser informados sobre a doença e as limitações que esta acarreta. A fisioterapia e a terapia ocupacional objetivam a manutenção das amplitudes articulares e atrasar a evolução da doença. Por sua vez, o tratamento medicamentoso envolve três abordagens: anti-inflamatórios não hormonais e glicocorticóides de baixa dose oral ou intra-articulares; medicamentos antirreumáticos modificadores da doença; e, consideração de modificadores de resposta biológica/biológicos. Os primeiros reduzem o edema e a dor nas articulações mas não alteram a evolução da doença, e não deve ser utilizados sozinhos; os esteroides aliviam os sintomas e diminuem o comprometimento articular [39].

3.3 Osteoartrite Erosiva

A osteoartrite (OA) está referenciada como a maior anomalia nas articulações da mão e a principal causa de falência, tendo uma prevalência 7 a 20 vezes maior que a artrite reumatoide. Estão reportadas inúmeras atividades funcionais do dia-a-dia que ficam limitadas devido à sintomática da mão com OA [4]. Esta doença é caracterizada como um processo progressivo de falha da articulação, existindo um desequilíbrio na resposta de remodelação óssea da articulação. A osteoartrite está subdividida em vários tipos, sendo preponderante na articulação interfalângica proximal, objeto de análise do presente trabalho, a osteoartrite erosiva.

3.3.1 Sinais e Sintomas

A osteoartrite erosiva corresponde a uma fase inicial da osteoartrite, sendo caracterizada por edema em torno da articulação, presença de crepitações à mobilização, limitação à movimentação passiva/ativa e atrofia muscular. A tabela 18 apresenta os principais sinais desta patologia.

Tabela 18 - Principais características da osteoartrite erosiva [40]

1	Abrupta, início doloroso
2	Edema
3	Rubor
4	Sensação de Calor
5	Parestesias (formigueiro)
6	Rigidez matinal <30min
7	Deformidades nodais
8	Subluxação medial e lateral das falanges
9	Deformidades de flexão
10	Mão de vidro

O volume articular pode aumentar devido à sinovite secundária, pelo aumento da quantidade de fluido sinovial (derrame) ou pela presença de osteófitos⁹ (decorrentes de proliferação marginal da cartilagem/osso). Observa-se um aumento da sensibilidade nas margens das articulações e nos pontos de inserção da cápsula articular e tendões periarticulares, o que gera dor à palpação e mobilização articular. O aumento do volume articular gera “nódulos articulares ósseos”, que quando localizados nas articulações interfalângicas distais, recebem a denominação de nódulos de Heberden e, nas articulações interfalângicas proximais, nódulos de Bouchard, alvo de estudo neste trabalho (figura 48). Tais nódulos são mais preponderantes no sexo feminino, 10 vezes mais em relação ao sexo masculino [41].

A distribuição desta patologia é impressionante ao nível de simetria, num estudo realizado em 170 pacientes por Ehrlich, nos quais foi diagnosticado esta patologia, a articulação interfalângica proximal é a segunda mais afetada, sendo a primeira a articulação interfalângica distal, esta era comum entre 49% e 53% dos pacientes, em ambas as mãos. Na articulação

⁹ Formação óssea em forma de gancho que se forma em torno do ósseo.

interfalângica do polegar o registo de incidência, neste caso, foi de 35% no polegar direito e de 29% no polegar esquerdo. Em 9% dos pacientes tinham cistos mucoides que se sobrepõem à articulação [40].



Figura 48 - Nodulos de Heberdon e de Bouchard

Uma característica importante que ajuda a distinguir a EOA e a RA, anteriormente descrita é a ausência de erosões ósseas nas articulações metacarpofalângicas [40].

3.3.2 Tratamento

A patologia apresentada é tipicamente tratada recorrendo a diversas terapêuticas. Para além do tratamento farmacológico deve-se realizar fisioterapia, terapia ocupacional, exercícios de manutenção do arco de movimento, banhos de parafina... As terapias medicamentosas podem ser sistêmicas, intra-articular e tópica. Na tabela 19 são apresentados os tipos de medicamentos utilizados na terapia sistêmica, o objetivo principal e possíveis efeitos secundários. Em último recurso, realiza-se uma intervenção cirúrgica que pode ser desde uma sinovectomia¹⁰, artrodese (em casos de destruição da articulação) ou artroplastia [41]. Pode-se concluir que, de acordo com as características de cada tipo de patologia, os sintomas que estas apresentam e as possibilidades de tratamento, apenas a osteoartrite esta indicada para artroplastia, isto porque esta, conforme foi dito, baseia-se numa degeneração da cartilagem dos tecidos circundantes. Assim, para ser possível realizar movimento é necessário o “rearranjo” da superfície das falanges realizando-se para tal, a artroplastia. Por sua vez a artrite reumatoide, de forma simplista, baseia-se numa inflamação da capsula sinovial, que resulta na libertação do líquido sinovial. Desta forma, a artroplastia não é, inicialmente, recomendada uma vez que através de outros meios menos invasivos, são atingidos melhores resultados. A artroplastia apenas é realizada nos casos de artrite reumatoide, quando com o decorrer do tempo, a falta de lubrificação da articulação leva à degeneração da cartilagem e apenas nessas situações realiza-se a artroplastia. Por último, no caso de fratura da falange média, a abordagem cirúrgica

¹⁰ Procedimento cirúrgico para remoção de parte da membrana sinovial.

tem como objetivo a reconstrução dos tubérculos da falange, local de fixação dos tendões, e apenas quando a fratura é demasiado extensa, realiza-se então a artroplastia para reconstruir a superfície da falange.

Tabela 19 - Tipo de medicamentos utilizados, principal objetivo o e possíveis efeitos secundários dos medicamentos utilizados na osteoartrite [41]

Tipo de medicamento	Objetivo	Efeitos secundários
Analgésico	Alívio da dor	Hepatotoxicidade, alteração renal, anticoagulação
Anti-inflamatório não hormonal	Redução da inflamação	Nefropatia, riscos cardiovasculares
Analgésico opioides	Alívio da dor intensa	Dependência
Modificadores da estrutura do tecido conetivo	Redução do dano articular	Redução da percepção da dor
Corticoides	Alívio da dor aguda aquando inflamação e derrame intra-articular	Risco de infeção e lesão da cartilagem
Viscosuplementos	Reposição do fluido sinovial	_____
Lavagem articular fechada	Alívio da dor aguda	Duração variável

3.4 Principais modelos de implantes utilizados na artroplastia interfalângica

Nesta seção serão abordados os diversos tipos de implantes que foram surgindo, ao longo da história, para um correto tratamento da degeneração da articulação interfalângica proximal, que até bem pouco tempo eram considerada “secundária”, quando comparada com a degeneração de outras articulações. Assim sendo, o estudo e desenvolvimento de novos implantes para esta articulação ainda é reduzido, mantendo-se alguns dos princípios básicos dos primeiros implantes.

3.4.1 Implantes de interposição/resseção

Anteriormente a 1914, a artrodese era o tratamento mais comumente utilizado para condições artríticas severas da articulação interfalângica proximal da mão. Bunnel afirmou que esta era a escolha de tratamento em articulações anquilosadas ou mal posicionadas. No entanto, por volta do ano de 1914 (1ª Guerra Mundial), surgiu uma mudança com o objetivo de promover uma amplitude de movimento funcional em pacientes com mudanças degenerativas severas pós-traumáticas da articulação IFP. Numerosos relatos surgiram entre 1914 e 1925 descrevendo uma experiência limitada com a artroplastia de ressecção com várias técnicas de interposição de tecidos moles [42]. Em 1950, Liebolt relatou os seus resultados de procedimentos para melhorar o movimento em articulações IFP e MCF anquilosadas de soldados feridos na 2ª Guerra Mundial. A sua técnica consistia em capsulotomia, em que os ligamentos colaterais eram divididos. Quando era visível uma destruição óbvia da cartilagem articular,

radiograficamente, era indicada a ressecção, quer da superfície proximal e distal da superfície da articulação com interposição da fáscia ulnar. Em 1954, Carroll descreveu a sua técnica de ressecção sem interposição de tecidos moles combinados com tração digital de longo prazo no pós-operativo, das articulações IFP [42]. A verdadeira artroplastia mediante implantes foi introduzida em 1959, por Brannon e Klein e, apresentava resultados precoces comprometedores. Em 1959, Brannon e Klein desenvolveram um implante metálico articulado para a articulação IFP. O dispositivo foi fabricado em titânio e consistia em duas hastes não cimentadas – proximal e distal – que articulavam através de uma dobradiça estabilizada com um parafuso. Contudo, resultados posteriores demonstraram luxação e fratura dos implantes [42, 43, 3].

Durante a década seguinte, apareceram outros tipos de próteses metálicas e de silicone em dobradiça. Estas últimas, que funcionam como um espaçador flexível, só começaram a ser utilizadas em 1960, e foram introduzidas por Swanson e Niebauer. Relativamente às anteriores, estas próteses apresentavam vantagens, como: estabilidade ao calor, durabilidade, características de flexão excelentes e, propriedades de força de amortecimento, inércia biológica, baixo custo de produção e facilidade de manuseio. Porém, apesar das próteses em silicone serem as mais utilizadas em casos de artrite reumatoide da articulação IFP, estas apresentam diversos problemas, como: rotura dos implantes, fraqueza, sinovite pelo silicone, “afundamento” dos implantes e limitação do arco de movimento. Devido à fraqueza e instabilidade destes implantes, não seria aconselhável colocá-los nas articulações do 2º e 3º dedo, em sujeitos ativos. Outros autores observaram ainda que, em pacientes com artrite idiopática e osteoartrite pós-traumática, os implantes de silicone têm um elevado índice de colapso, deformidade e perda de força [42, 3]. Devido às limitações dos espaçadores de silicone, foi introduzida uma nova geração de implantes feitos com materiais mais duradouros, as próteses de pirocarbono. Estas próteses são concebidas de forma a permitir um correto deslizamento entre as suas componentes (proximal e distal) e dos tendões e, evitar a subluxação. As propriedades dos implantes de pirocarbono são muito favoráveis, com pouco ou nenhum desgaste. Além disso, a elasticidade do implante é semelhante à do osso cortical, o que minimiza o fenómeno de *stress-shielding*, mantendo-se a distribuição da carga [3].

3.4.2 Implantes atuais

As próteses mais recentes são anatomicamente concebidas para limitar a quantidade de osso reduzido e preservar a integridade dos ligamentos colaterais, não prescindindo dos seus principais objetivos, tais como, o alívio da dor, restaurar a estabilidade e prevenir/melhorar o movimento. Far-se-á agora o estudo dos principais implantes aplicados nos dias de hoje, comparando-os segundo o grau de alívio da dor do paciente, amplitude de movimento, força da articulação, etc. Nas últimas 4 décadas, as artroplastias com recurso a próteses de silicone (SI), para o tratamento da osteoartrite na articulação interfalângica, tornaram-se um procedimento standard. Os principais inconvenientes deste dispositivo, tais como a fraca estabilidade lateral, a baixa amplitude de movimentos a longo prazo e a fratura do implante, levaram a criação de implantes *resurfacing* e semi-constrangidos [44]. Atualmente existem vários tipos de próteses diferentes para o tratamento da articulação interfalângica proximal, nesta seção serão tidos em conta apenas os mais usados, tais como, o espaçador de silicone (SI), a prótese de titânio-

polietileno (TI) e a prótese de pirocarbono (PY). Daecke et al. realizaram um estudo comparativo entre estes 3 tipos de próteses, do qual se tiram as seguintes conclusões.



Figura 49 - Radiografias (anteroposterior e lateral) de 3 tipos de implantes diferentes: A,B - Espaçador de Silicone; C,D - Prótese de Titânio; E,F - Prótese de pirocarbono. [44]

Tabela 20 - Problemas pós-operatórios na artroplastia da articulação interfalângica proximal [44]

Tipo de Complicação	SI	TI	PY
Linha radiolúcida ¹¹ anormal	0	8 (31%)	13 (72%)
Subsistência do implante	0	8 (31%)	6 (33%)
Deslocação/subluxação	0	0	3 (17%)
Desenvolvimento de ossificação	6 (33%)	10 (39%)	5 (28%)
Anquilose	1 (6%)	2 (8%)	1 (6%)
Deformidade do pescoço Swan ¹²	2 (11%)	5 (19%)	2 (11%)
Deformidade de Boutonniere ¹³	0	1 (4%)	0
Infeção	0	1 (4%)	0

Legenda: SI - Espaçador de Silicone; TI - Implante de Titânio; PY - Implante de Pirocarbono.

¹¹ Permite facilmente a passagem da radiação (raios-X).

¹² Deformidade dos dedos, no qual a articulação interfalângica proximal está em hiperextensão e a articulação interfalângica distal encontra-se em hiperflexão.

¹³ Deformidade dos dedos, no qual a articulação interfalângica proximal está fletida e a articulação interfalângica distal encontra-se em hiperextensão.

Apos uma análise cuidada das radiografias (figura 49), são visíveis alguns dos principais problemas de cada tipo de prótese. No caso das radiografias A e B, espaçador de silicone, verifica-se uma instabilidade axial devido à quebra do mesmo, desenvolvimento de osteófitos. Nas radiografias C e D, ocorreu uma migração de ambos os componentes, penetração da ponta do eixo proximal no osso cortical da falange proximal. Por último, nas radiografias E e F verifica-se a migração do componente distal, acompanhada do desenvolvimento de osteófitos, inclinação da ponta do componente proximal erodindo a parte anterior do osso cortical [44]. Os problemas anteriormente apresentados são típicos ao fim de algum tempo após a artroplastia, normalmente ao fim de alguns anos. Na tabela 20 são descritos alguns eventos adversos no pós-operatório (tabela 20). Nas figuras de 50 a 54, são apresentados alguns dados, do mesmo estudo, que demonstram diversas alterações registadas antes e após a artroplastia da articulação interfalângica proximal, com os diversos tipos de prótese, descritos anteriormente.

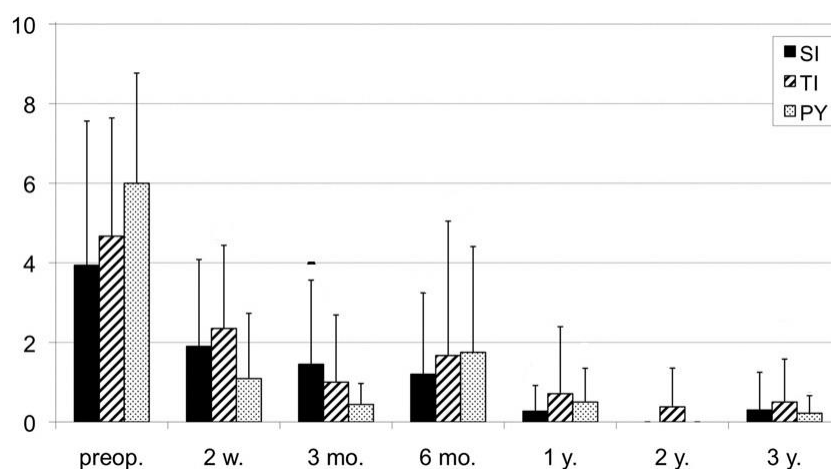


Figura 50 - Classificação da dor em repouso, ao longo do tempo [44]

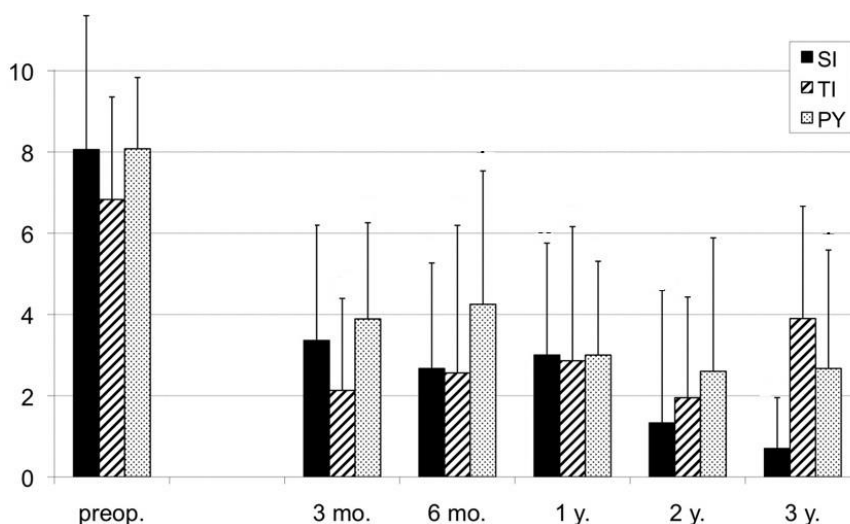


Figura 51 - Classificação da dor em movimento, ao longo do tempo [44]

Como se pode observar no gráfico anterior, os três tipos de próteses proporcionaram alívio da dor em repouso, contudo na classificação aos 6 meses a dor aumentou relativamente à anterior. Com a evolução, regista-se uma nova diminuição da dor, chegando mesmo, ao fim de

2 anos, o paciente a deixar de sentir dor com o espaçador de silicone e com a prótese de pirocarbono. Na classificação final, a dor aumentou ligeiramente, mas nada de significativo, comparando com o medição no pré-operatório. É de salientar que os pacientes que apresentavam maior dor foram os implantados com a prótese de pirocarbono o que, equiparando com as restantes, demonstra um bom desempenho da mesma, na diminuição da dor sentida na articulação, pelo paciente. No gráfico 2 está representada a classificação dos pacientes, relativamente à dor sentida na articulação interfalângica proximal, quando ocorre movimento. Através dele podemos afirmar que houve uma manifesta redução da dor nos 3 tipos de próteses nos primeiros 2 anos, registando-se após essa data um aumento da dor nos pacientes no qual foram colocadas as próteses de pirocarbono e de titânio.

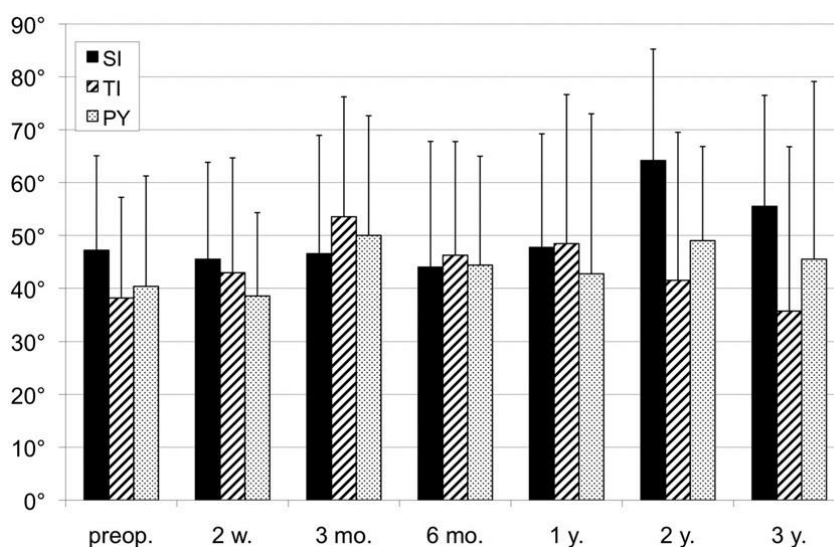


Figura 52 - Amplitude de movimentos, ao longo do tempo [44]

A figura 52 revela a medição das amplitudes de movimento, antes e depois da artroplastia. Podem verificar-se algumas melhorias mas, nada de significativo, apenas de salientar que ao fim de 2 anos os pacientes com o espaçador de silicone apresentam um aumento da amplitude de movimentos, contrariamente à prótese de pirocarbono que apresenta valores constantes, demonstrando a estabilidade da prótese e do material da mesma. O facto do espaçador de silicone apresentar um aumento da amplitude de movimentos pode ser demonstração de fadiga do elastómero (silicone), sinal claro do início de cedência do material. A figura 53 exhibe a força de preensão da mão, após a artroplastia da articulação interfalângica. É importante ressaltar que foi classificada como 100% a força realizada no pré-operatório. Assim sendo, podemos constatar que inicialmente todas as próteses foram apresentando melhorias, contudo deve-se salientar a prótese de pirocarbono pelo aumento significativo da força de preensão da mão ao fim de 2 anos e, a prótese de titânio pelo mau desempenho, uma vez que os pacientes com este tipo de prótese perderam força na articulação relativamente ao pré-operatório. Esta situação pode ser explicada pela dor inerente a este tipo de prótese, que foi visto anteriormente, ser maior, comparativamente com o espaçador de silicone.

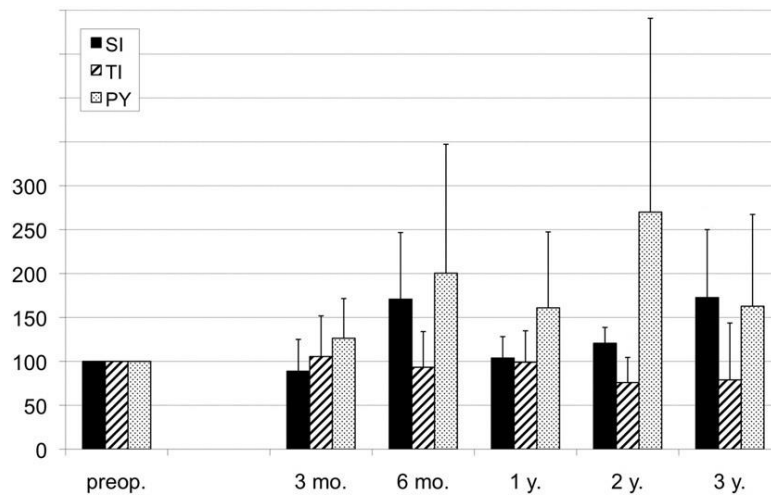


Figura 53 - Força de preensão da mão, ao longo do tempo [44]

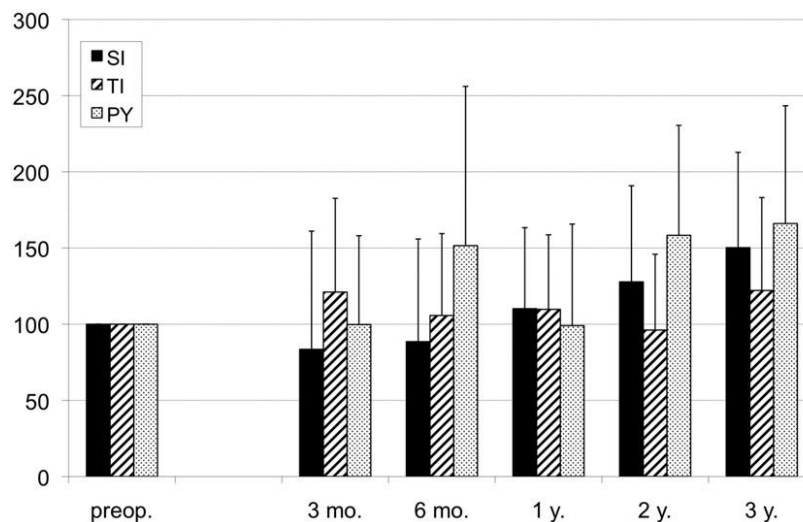


Figura 54 - Força de preensão em pinça da mão, ao longo do tempo [44]

Por último, na figura 54 está representada a força de preensão em pinça da mão. É possível verificar que os pacientes com todo o tipo de prótese apresentam melhorias, porém nota-se a elevada rapidez de melhoria dos pacientes com a prótese de pirocarbono. Em conclusão, é importante referir que os 3 tipos de prótese não apresentaram alterações significativas, entre si, no que toca aos resultados clínicos. Todavia, foi possível observar algumas melhorias nos pacientes com as próteses de titânio e de pirocarbono, apesar destes tipos de próteses apresentarem maiores complicações pós-operatórias comparativamente ao tradicional espaçador de silicone.

3.5 Artroplastia interfalângica proximal

A artroplastia interfalângica proximal dos dedos da mão consiste numa técnica cirúrgica onde há remoção parcial das falanges proximal e média, de modo a melhorar o arco do movimento dos dedos, reestruturar a função do paciente, e a total ausência de dor. No presente capítulo será descrito o procedimento cirúrgico envolvido na artroplastia da articulação interfalângica proximal, sendo o tipo de material utilizado na prótese o pirocarbono [3].

3.5.1 Procedimento cirúrgico

O procedimento cirúrgico da artroplastia com implantes, independentemente do implante colocado, tem por base três fases distintas: fase pré-operatória, intra-operatória e pós-operatória. As fases pré-operatória e pós-operatória são comuns a qualquer intervenção cirúrgica [45]. A primeira inicia-se com o diagnóstico, através da realização de exames raio-x, palpação e TACs. Nesta fase, após reunir toda a informação da patologia, o médico determina qual a técnica a utilizar. Nas últimas 24 horas antes da cirurgia, pré-operatório imediato, podem ser necessários alguns cuidados especiais relativamente à alimentação e rotinas ou, até mesmo, a necessidade de administrar uma pré-anestesia. A fase pós-operatória envolve três momentos: imediato, mediato e tardio. A observação atenta ao paciente durante as primeiras 24 horas após a intervenção diz respeito ao momento imediato. O segundo momento, o mediato, corresponde ao espaço de tempo entre as primeiras 24 horas e o momento da alta hospitalar. Nesta fase dá-se especial atenção à cicatrização e orienta-se o paciente para os cuidados a ter futuramente. Por último, no momento tardio do pós-operatório, acompanha-se a evolução do paciente recorrendo a exames e tratamentos complementares, bem como a mudança de hábitos prejudiciais à patologia [45]. A fase intra-operatória difere de cirurgia para cirurgia. No que respeita à articulação interfalângica proximal, o procedimento cirúrgico pode dividir-se em 4 etapas. Inicialmente, o acesso à articulação interfalângica proximal deve ser feito através de uma incisão longitudinal de 2-3 cm (figura 55-a) sobre a zona posterior da mesma, para deixar exposto o tendão central extensor. Também pode ser efetuado um corte em C, de forma a evitar as “dobras” do tendão extensor na articulação interfalângica proximal, prevenindo cicatrizes e aderências no tendão [3].

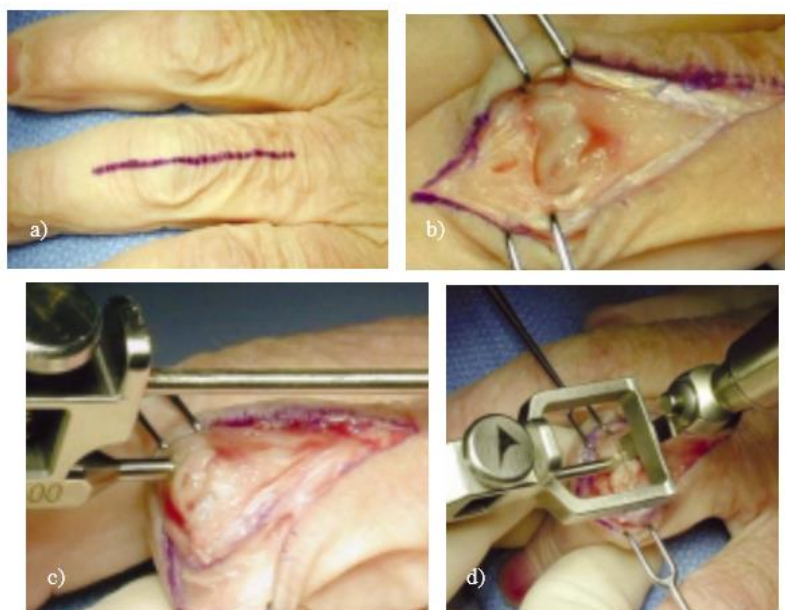


Figura 55 – a) Incisão longitudinal na pele; b) Acesso à articulação; c) Preparação da falange proximal - inserção do punção; d) Início do corte transversal da falange proximal. [3]

Após o primeiro corte, deve ser realizada uma incisão longitudinal na faixa do tendão central extensor, desde o meio de falange proximal à sua inserção na falange média. Desta forma, a articulação fica exposta, facilitando o seu acesso (figura 55-b). Na base da falange proximal, insere-se um punção com um guia de alinhamento dentro da cabeça da falange proximal, perfurando o canal medular. A guia dorsal externa serve para confirmar o alinhamento adequado de 0° (figura 55-c). Depois do punção e guia de alinhamento estarem alinhados com a diáfise da falange proximal, realiza-se um corte transversal (90°) com uma serra oscilante (3 a 5 mm de largura) e com a ajuda de um guia de corte (figura 55-d). Após a remoção do osso, verifica-se o alinhamento da falange proximal, com o recurso a um guia de alinhamento, de forma a manter alinhamentos dorsopalmar e mediolateral corretos. Posteriormente, com o auxílio de um guia de corte especial, que se insere no canal medular, efetua-se um corte oblíquo de 60° na falange proximal (figura 56-a). De seguida, coloca-se o componente de prova, para verificar a sua fixação, a estabilidade articular e o arco de movimento (figura 56-b). Seguidamente, com o auxílio de um punção ou uma broca pequena, remove-se a superfície articular da falange média, até que os componentes distais se possam colocar. Por vezes, os canais medulares são estreitos ou escleróticos, pelo que se torna necessário recorrer a uma fresa de corte lateral para aumentar o canal. Posteriormente, recorrendo a um guia de alinhamento, de forma a assegurar a posição apropriada, é feito um orifício com uma broca, onde será colocada a base do implante (figura 56-c). Depois de definir o tamanho adequado e feitos os respetivos testes que comprovem que a prótese tem as dimensões ideais que não originem excessos de pressão, esta deve ser colocada. Primeiramente coloca-se o componente distal, e depois o proximal (figura 56-d).

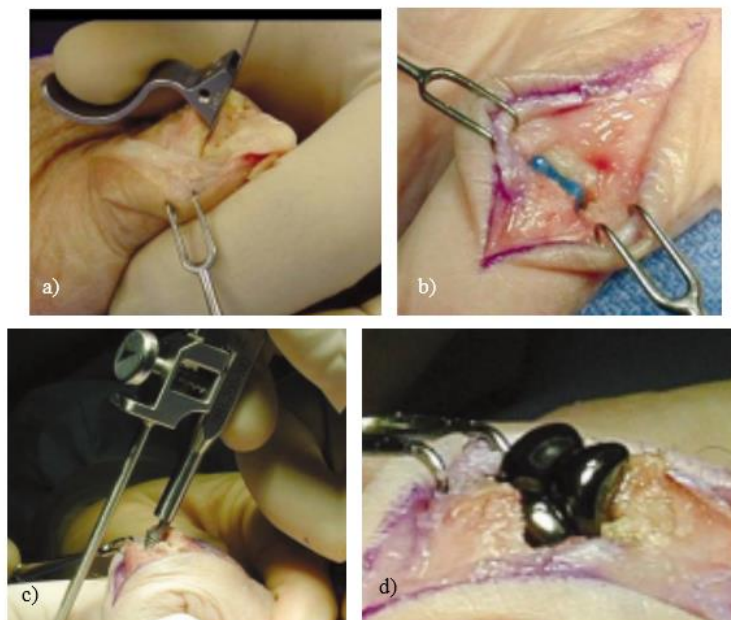


Figura 56 – a) Corte oblíquo na falange proximal; b) Componente de prova da falange proximal; c) Preparação do canal medular da falange média; d) Articulação interfalângica com a prótese final. [3]

Modelos numéricos da articulação interfalângica

Nesta secção será apresentado o processo de obtenção dos modelos numéricos de elementos finitos que replicaram a articulação nativa e protésica, avaliadas experimentalmente no capítulo seguinte com o intuito de comparar os resultados e estabelecer a validação dos modelos. Nestes foram utilizadas as propriedades mecânicas que melhor replicassem a realidade fisiológica da articulação, para simular três atividades distintas, representativas do posicionamento da articulação ao longo do dia. Assim, foram utilizadas, na simulação, amplitudes de movimento da articulação interfalângica proximal diferenciadas. Da mesma forma, os carregamentos a que a articulação esteve sujeita foram também diferentes. Para além destas diferenças, foram consideradas duas situações distintas para cada atividade, uma primeira situação na qual o implante ainda não se encontra osteointegrado com o osso, e uma outra situação clínica a longo termo, no qual é considerado que existe uma completa osteointegração do implante com o osso. Os modelos permitiram assim a avaliação de parâmetros biomecânicos, tais como, a deformação no osso intacto e implantado da falange proximal e falange média, na zona adjacente ao implante; a estabilidade do implante, quantificada através dos micromovimentos, na interface osso-implante; e a tensão na prótese de pirocarbono. Os dados retirados destas análises, nas duas situações clínicas descritas anteriormente, foram posteriormente utilizados para avaliar o risco de fratura óssea devido à fadiga resultante da sobrecarga localizada e perda de densidade óssea, resultante do efeito de *stress-shielding*.

4.1 Materiais e métodos

4.1.1 Processo de obtenção dos modelos geométricos

Os modelos geométricos das falanges, proximal e média, assim como o implante de pirocarbono, foram obtidos a partir de modelos físicos. Utilizou-se assim um implante real de pirocarbono e as falanges foram obtidas de um modelo de esqueleto sintético.

Ambos os componentes foram modelados com recurso à técnica de digitalização 3D que permite obter diversas formas com elevada precisão e rapidez. O equipamento utilizado foi o *Roland Picza 3D laser scanner* da (Roland DG Ltd, Cardiff, United Kingdom) aliado à aplicação informática *Dr. Picza* da Roland DG Corporation (figura 57). O scanner usa um laser que é emitido, refletido pelo objeto e posteriormente captado por um sensor (figura 58), que através de triangulação consegue calcular a distância a que o objeto se encontra.



Figura 57 - Roland Picza 3D laser scanner

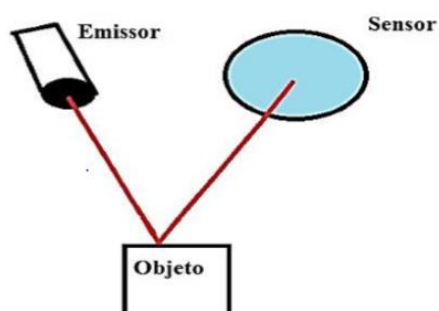


Figura 58 - Princípio de funcionamento da ferramenta de digitalização

Para que a reflexão do laser seja mais fácil e a nuvem de pontos seja mais fiel, é recomendado que a peça seja de cor branca, tendo sido o implante pintado de branco, uma vez que tinha uma cor preta, espelhado. Relativamente às falanges não houve necessidade de serem pintadas uma vez que já eram brancas (figura 59).



Figura 59 - Ossos de plásticos representativos do formato das falanges, utilizados na digitalização

A nuvem de pontos criada pelo scanner, através de varrimento, é primeiramente tratada no software Dr Picza. Neste, é possível eliminar algum ruído e verificar se a nuvem está de acordo com o pretendido. Para que a forma das falanges e do implante possa ser trabalhada e refinada é necessário gravar a nuvem na extensão .stl/ (Stereolithography Tessellation Language). Desta forma é possível importar a nuvem de pontos para o CATIA V5R20 (Dassault Systems, USA) para serem tratadas. No processo de digitalização foram obtidas diversas nuvens de pontos, uma vez que não era possível devido à geometria e à pequena dimensão dos objetos, realizar apenas uma digitalização que conseguisse captar toda a geometria, mantendo um nível de perfeição da superfície minimamente aceitável (figura 60 e 61).

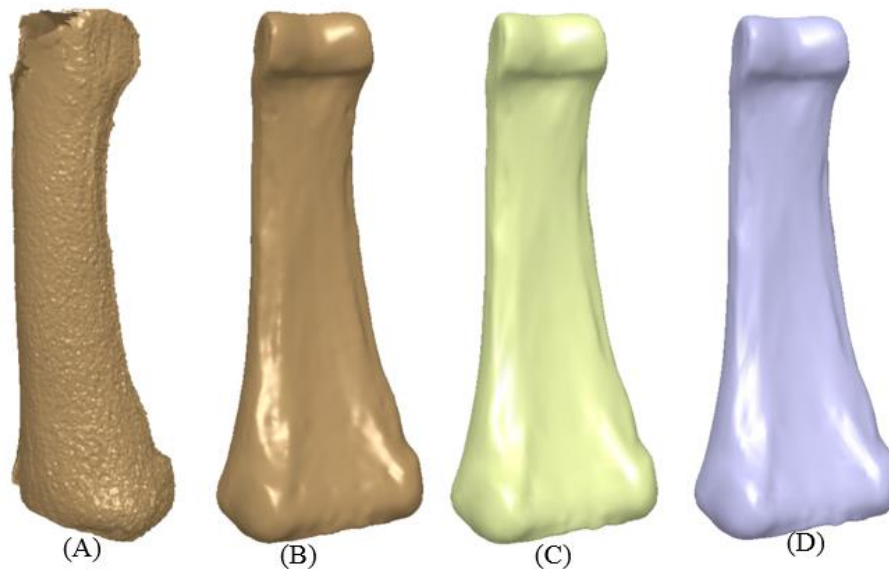


Figura 60 - Tratamento da superfície da falange proximal: A) Nuvem de pontos inicial; B) Nuvem de pontos única; C) Superfície; D) Falange sólida.

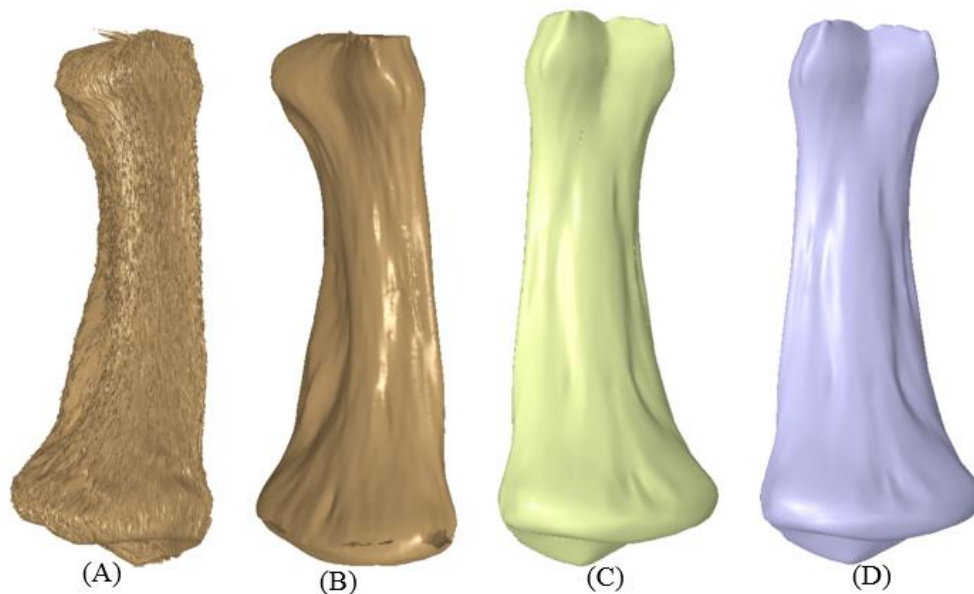


Figura 61 - Tratamento da superfície da falange média: A) Nuvem de pontos inicial; B) Várias nuvens de pontos alinhadas; C) Superfície; D) Falange sólida.

Assim, as várias nuvens foram importadas e juntas numa única nuvem de pontos. Para isto, utilizou-se a ferramenta Merge Clouds após a aplicação de várias operações de translação e rotação. A junção das nuvens de pontos não é perfeita pelo que é necessário transformar as nuvens de pontos numa malha (com o comando Mesh Creation) e a partir daí preencher os buracos com triângulos gerados automática ou manualmente. Para isso, existe a ferramenta Fill Holes e a Interactive Triangle Creation. Após se obter uma malha totalmente fechada cria-se a superfície e desta cria-se a superfície fechada, através da ferramenta Close Surface, que irá dar origem ao modelo sólido que posteriormente será utilizado na geração das malhas de elementos finitos dos modelos de elementos finitos. Este processo foi repetido para a falange média, falange proximal, componente proximal e distal do implante.

4.1.1.1 Modelo nativo

O modelo geométrico no estado nativo (figura 62) de cada osso pertencente à articulação interfalângica proximal é constituído pelo osso cortical, osso esponjoso e cartilagem. Assim, os modelos geométrico finais da articulação foram obtidos através da montagem (*assembly*) do osso cortical, do osso esponjoso e da cartilagem. Foi utilizada uma operação de afinidade para gerar osso esponjoso, em tudo igual ao osso cortical, apenas mais pequeno. De igual forma a cartilagem foi obtida pelo mesmo processo, apenas se realizou a operação de forma a dar mais espessura ao osso cortical. Assim, o osso cortical foi modelado com uma espessura aproximada de 1,5 mm, tal como a cartilagem, não tendo sido possível, devido à geometria, garantir que a espessura fosse exatamente a mesma em todos os pontos da superfície (figura 63).

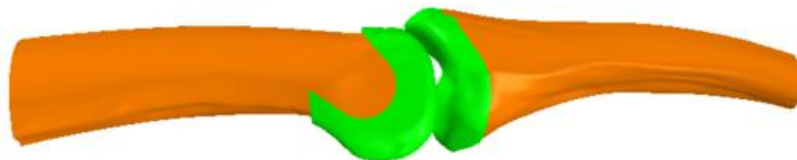


Figura 62 - Representação geométrica da articulação, vista ântero-posterior

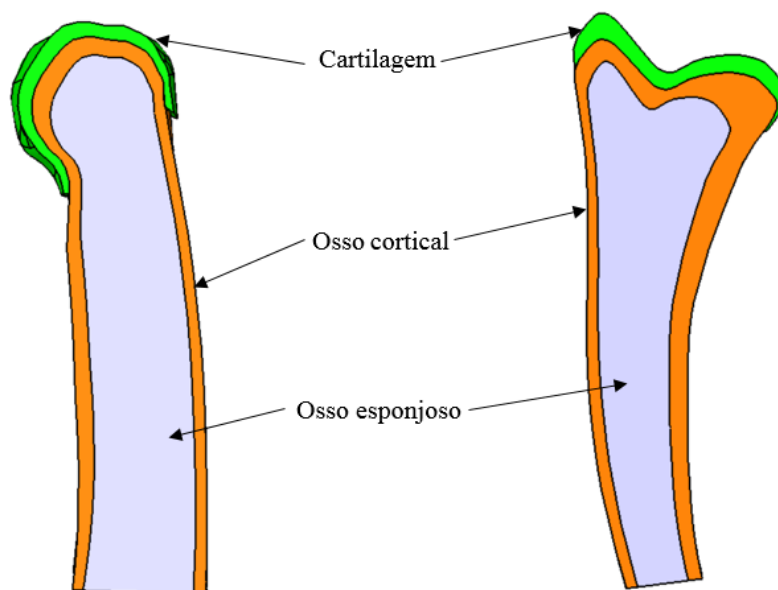


Figura 63 – Representação da articulação intacta, vista ântero-posterior em corte

4.1.1.2 Modelo implantado

O modelo implantado teve por base o modelo nativo descrito na secção anterior, no qual foi implantado a prótese. O modelo geométrico da mesma foi obtido através do processo de digitalização, anteriormente descrito (figura 64).

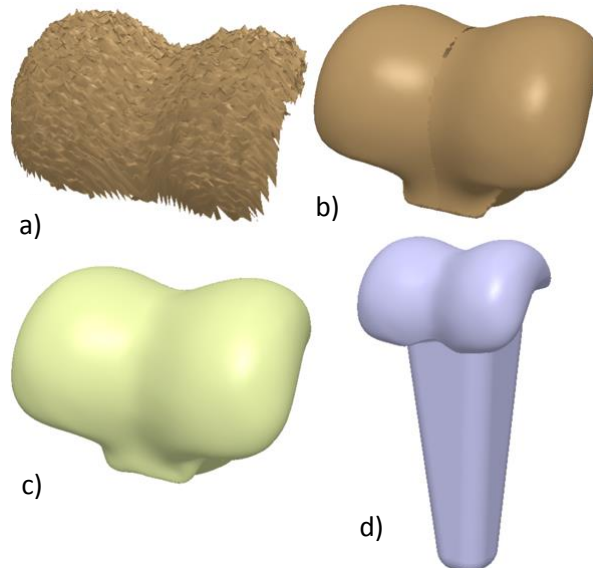


Figura 64 - Modelo geométrico da prótese: a) Nuvem de pontos inicial; b) Várias nuvens de pontos alinhadas; c) Superfície; d) Componente sólido.

A obtenção do modelo geométrico da articulação protésica foi realizado, recorrendo a várias técnicas, semelhantes às técnicas cirúrgicas aplicadas a um caso real. Para tal, procedeu-se à colocação da prótese no osso, de modo a que os componentes do impante ficassem na posição correta, relativamente ao eixo anatómico e ao plano de movimento articular. Por último, com recurso a operações booleanas de subtração de máscaras foi possível remover perfeitamente o osso que necessitava de ser cortado (figura 65).

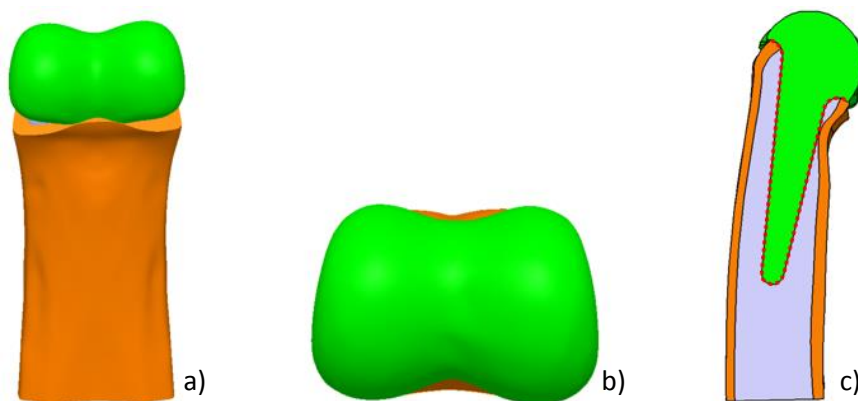


Figura 65 – Representação do modelo geométrico da falange proximal: a) vista medial-lateral; b) vista palmar-dorsal; c) vista ântero-posterior em corte.

Após esta etapa, verificou-se que ainda existia osso esponjoso excedente em algumas áreas, tendo-se assim, realizado esboços das partes que se pretendiam retirar, no modelo CAD. Os passos anteriormente descritos para a colocação da prótese, foram repetidos de forma

semelhante para a componente proximal, na falange proximal, e para o componente distal, na falange média (figura 66 e 67).

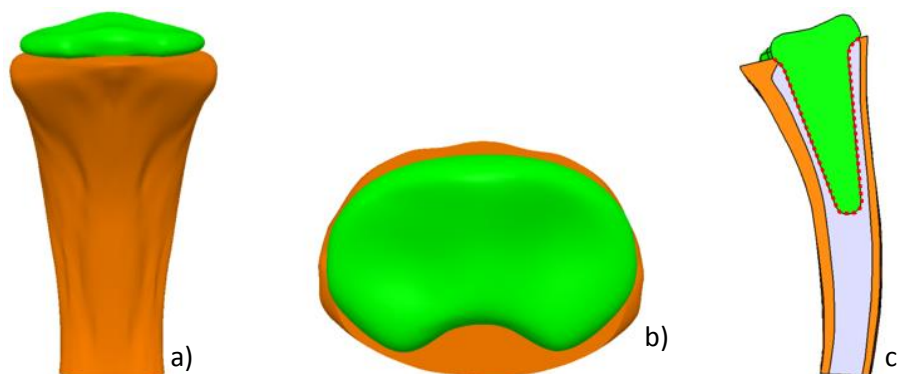


Figura 66 - Representação do modelo geométrico da falange média: a) vista medial-lateral; b) vista palmar-dorsal; c) vista ântero-posterior em corte.

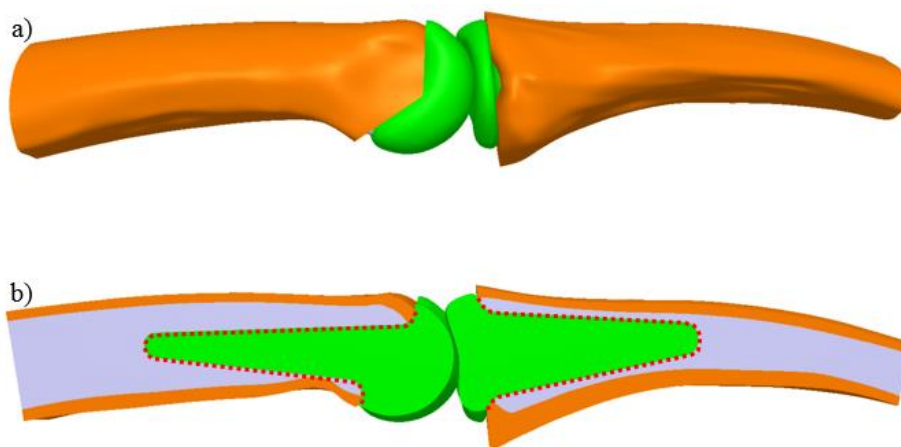


Figura 67 - Representação do modelo geométrico da articulação: a) vista ântero-posterior; b) vista ântero-posterior em corte.

4.1.2 Modelos Numéricos

4.1.2.1 Geração da malha

Partindo dos modelos geométricos criados anteriormente, foram gerados os modelos numéricos através do software CATIA V5 R20. Criaram-se as malhas e condições de interface entre os diferentes componentes, definiram-se os materiais e as condições de fronteira. A malha de elementos finitos deverá seguir a forma o melhor possível da geometria dos modelos, mas tendo em conta sempre o tempo de processamento, pois quanto mais refinada é a malha (elementos mais pequenos) maior o tempo de processamento. O passo inicial foi a criação da malha de superfície, com elementos triangulares, com tamanho médio de 0,5mm de aresta, para todos os modelos numéricos intacto e implantados. Após esta análise preliminar procedeu-se à geração da malha sólida, com o mesmo tamanho médio de aresta do elemento (figura 68).

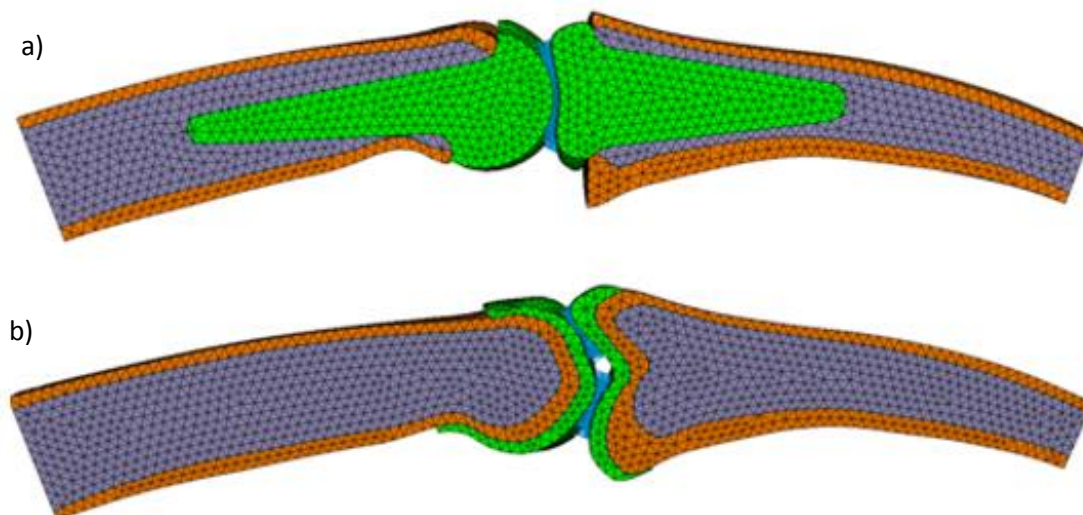


Figura 68 - Representação da malha aplicada na articulação, vista ântero-posterior: a) articulação protésica; b) articulação nativa.

Na tabela 21 estão representados o número de nós e de elementos de cada componente dos modelos nativos e implantados.

Tabela 21 - Número de nós e de elementos dos modelos numéricos

Designação		Modelo nativo		Modelo implantado	
		Número de nós	Número de elementos	Número de nós	Número de elementos
Falange proximal	Osso cortical	8317	31514	6008	22305
	Osso esponjoso	5462	23174	5468	23531
	Cartilagem	2178	7397	-	-
	Componente proximal	-	-	2679	11083
Falange média	Osso cortical	6109	22920	5569	20313
	Osso esponjoso	3767	15957	3993	15976
	Cartilagem	1928	6933	-	-
	Componente distal	-	-	2141	8720
Total		27761	107895	25858	101928

4.1.2.2 Propriedades dos materiais, condições de fronteira e de contacto

Relativamente ao comportamento mecânico dos materiais utilizados, estes foram considerados homogêneos, isotrópicos e com um comportamento linear elástico [46, 47, 48, 49]. As propriedades assumidas estão descritas na tabela 22.

Tabela 22 - Propriedade mecânicas dos componentes, usadas na simulação [47, 46, 48, 49]

	Designação	Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Falange proximal	Osso cortical	Osso	8	0,3
	Osso esponjoso	Osso	0,155	0,3
Falange média	Osso cortical	Osso	8	0,3
	Osso esponjoso	Osso	0,155	0,3
Implante	Componente proximal	Pirocarbono	13,7	0,3
	Componente distal	Pirocarbono	13,7	0,3

No modelo nativo as condições de interface entre os diferentes componentes dos modelos numéricos (osso esponjoso, osso cortical e cartilagem) foram considerados rigidamente ligados entre si, ou seja, vulgarmente designados por “colados”, no qual não é possível qualquer movimento relativo entre as superfícies nestas interfaces. O contato entre a cartilagem da falange proximal e a cartilagem da falange média foi considerado com atrito de 0,01 [50].

No modelo implantado foram consideradas duas situações distintas, de acordo com o fator tempo relativamente a uma cirurgia. Assim sendo, foi considerada uma situação de não-osteointegração, representativa de uma situação clínica do período pós-operatório, no qual existe uma condição de contacto com atrito entre o osso esponjoso e a prótese e, entre o osso cortical e a prótese. Numa situação de médio-longo termo, foi considerada a completa osteointegração entre o osso esponjoso, cortical e o implante. Ou seja, nesta situação não existem quaisquer movimentos relativos entre o osso e o componente da prótese. Esta situação/condição foi aplicada na falange proximal e a falange média. Na tabela 23 estão expressas as condições de contacto utilizadas nas diferentes interfaces dos modelos implantados.

Tabela 23 - Condições de interface para os componentes do modelo implantado [51, 35]

	Osteointegrado	Não-osteointegrado
Osso cortical - prótese	Rigidamente ligada	Em atrito $\mu= 0,3$
Osso esponjoso - prótese	Rigidamente ligada	Em atrito $\mu= 0,3$
Prótese (proximal - distal)	Em atrito $\mu= 0,01$	Em atrito $\mu= 0,01$

As condições de fronteiras utilizadas para a realização das simulações foram as mesmas para todos os casos. Deste modo, considerou-se a base do osso da falange média como encastrada e, a força alinhada de acordo com a posição relativa desta falange com a falange proximal, tendo sido aplicada na mesma, a força foi aplicada segundo o eixo Z e restringidos todos os movimentos em X e em Y. Estas condições foram sempre mantidas, sendo apenas alterada a magnitude e posição angular relativa da falange proximal, tentando sempre obter o melhor posicionamento, de forma a garantir o melhor e maior contacto entre a componente proximal e médio (figura 69).

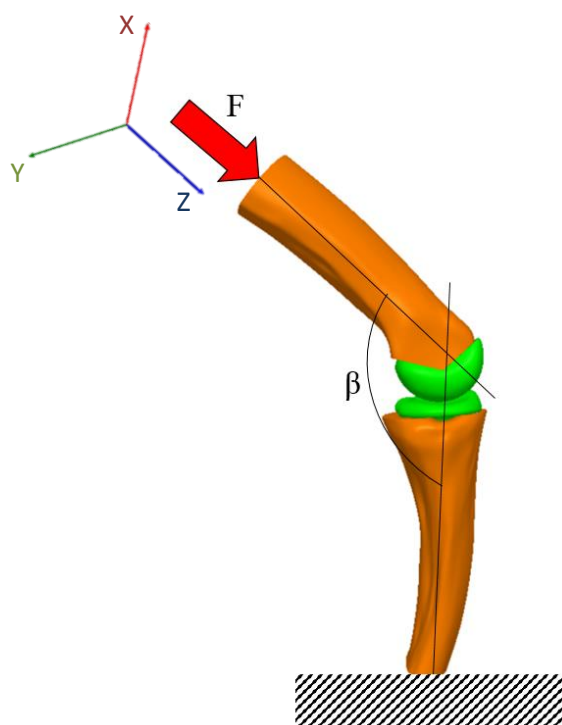


Figura 69 - Representação da falange média relativamente à falange proximal, vista ântero-posterior

No estudo realizado foram analisadas diversas atividades do dia-a-dia, conforme descrito anteriormente, para o modelo nativo e para o modelo implantado não-osteointegrado e osteointegrado (tabela 24).

Tabela 24 - Forças e ângulos representativos de diversas atividades do dia-a-dia [33]

	Ângulo β	Força
Segurar uma caneta	15º	17,0 N
Escrever num teclado	35º	7,0 N
Tocar piano	45º	19,3 N

Os parâmetros biomecânicos analisados e comparados entre os modelos intacto e implantado (não osteointegrado e osteointegrado) foram as deformações principais mínimas e máximas no osso adjacente ao implante. Estes níveis de deformação relacionam-se com alguns fatores clínicos tais como, o efeito de reabsorção óssea por efeito de *stress-shielding*, ou mesmo o risco de fratura óssea por efeito de cargas cíclicas elevadas e localizadas. Esta análise procedeu-se no plano ântero-posterior (figura 70). Urge salientar que na imagem está representado o polegar, tendo sido feita uma adaptação dos planos representados para a articulação interfalângica do 2º e 3º dedos. Outro parâmetro biomecânico analisado, para o caso do modelo implantado na condição não osteointegrado, foram os micromovimentos relativos entre o osso e o implante. Estes micromovimentos originam a libertação de micropartículas por ação de desgaste/abrasão que podem originar reações inflamatórias no tecido ósseo, dando origem a um tecido fibroso que se forma em torno do implante contribuindo para a sua instabilidade e possível perda a termo. Além dos parâmetros analisados anteriormente foi também avaliado o estado de tensão nos componentes do implante por forma a avaliar o risco de fratura destes, comparando os valores obtidos com os limites dos materiais utilizados.

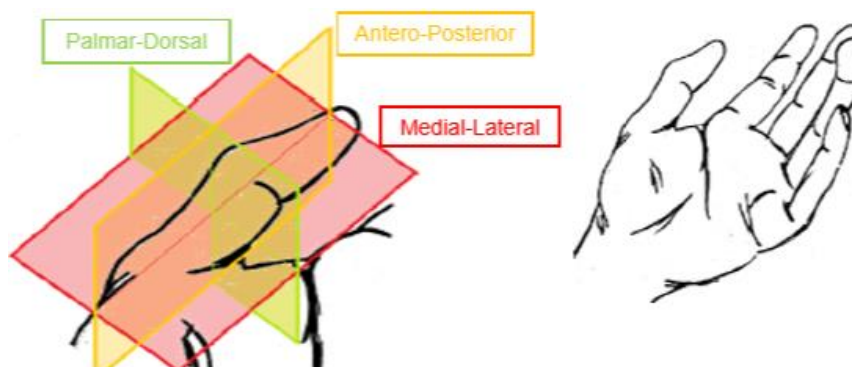


Figura 70 - Plano anatômico do polegar/mão [52]

4.2 Resultados

Os resultados decorrentes das deformações principais máximas e deformações principais mínimas vão ser analisados individualmente, para as três condições: modelo nativo, implantado não-osteointegrado e implantado osteointegrado. Através de uma pequena análise inicial do modelo numérico, rapidamente se concluiu que a zona de maior deformação seria a do plano ântero-posterior. É importante referir que todos os valores apresentados encontram-se em μstrain , que corresponde a $\times 10^{-6}\text{m/m}$.

4.2.1 Resultados do caso de estudo – segurar uma caneta

4.2.1.1 Deformações Principais

As deformações principais máximas na articulação para o caso de carga de segurar uma caneta, na vista ântero-posterior, encontram-se representadas na figura 71. A linha a tracejado representa o limite do implante no modelo nativo. Como se pode observar pela análise da imagem referida, verifica-se uma enorme discrepância das deformações principais máximas entre cada modelo. No modelo nativo na zona condilar do osso, o valor destas deformações situa-se na casa dos $27,4 \mu\text{strain}$ na falange proximal, e $54,7 \mu\text{strain}$ na falange média. É no modelo implantado não-osteointegrado, no qual se verificam as maiores deformações principais máximas, na zona envolvente da articulação interfalângica. Na falange proximal o pico das deformações situa-se na zona anterior. Também se observa que na zona de suporte da parede lateral da prótese, ocorre uma variação entre $344 \mu\text{strain}$ e $1020 \mu\text{strain}$. Ainda na falange proximal, na área onde se encontra alojada a extremidade da haste, denotam-se também deformações, na ordem dos $365 \mu\text{strain}$. Na falange média regista-se uma maior distribuição das deformações principais máximas, na parte proximal. Em toda esta porção de osso esponjoso verifica-se que as deformações principais máximas são elevadas e encontram-se distribuídas por uma área considerável. Ainda na falange média verifica-se uma pequena variação do gradiente das deformações principais máximas na zona distal da haste da prótese, com valor médio de $558 \mu\text{strain}$. No modelo implantado osteointegrado as deformações principalmente máximas pouco se elevam, quando comparado com o modelo nativo. Contudo é importante observar que na zona posterior da falange proximal, zona de contacto entre a haste do implante e o osso esponjoso, ocorre uma variação das deformações de aproximadamente $141 \mu\text{strain}$, em média, verificando-se um pico de deformações na zona no qual fica a extremidade da haste da prótese,

de 252 μstrain . Na falange média a porção com maiores deformações é na parte distal da haste da prótese onde se regista uma variação das deformações na ordem de 397 μstrain . As deformações principais mínimas na articulação, para o caso de carga de segurar uma caneta, encontram-se representadas na figura 72. A linha a tracejado representa o local físico do implante no modelo nativo.

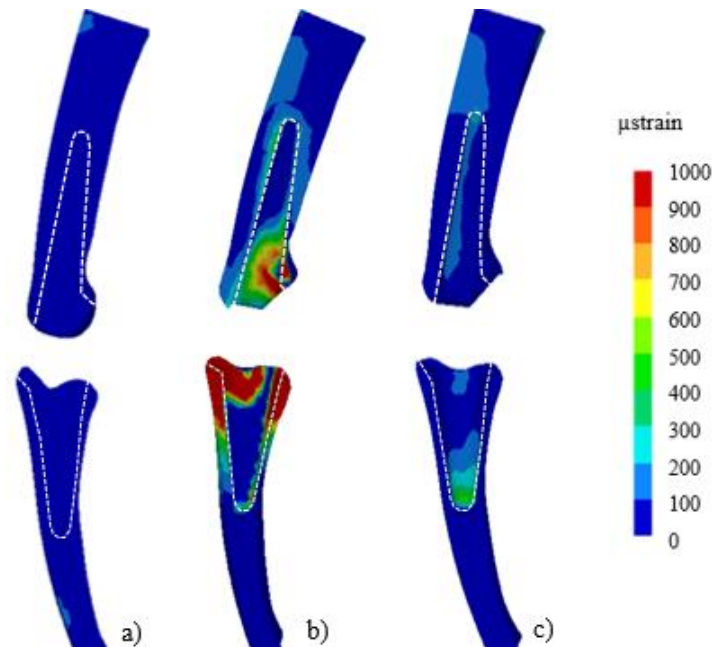


Figura 71 - Deformações principais máximas para a situação de segurar numa caneta, vista ântero-posterior, em corte: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado

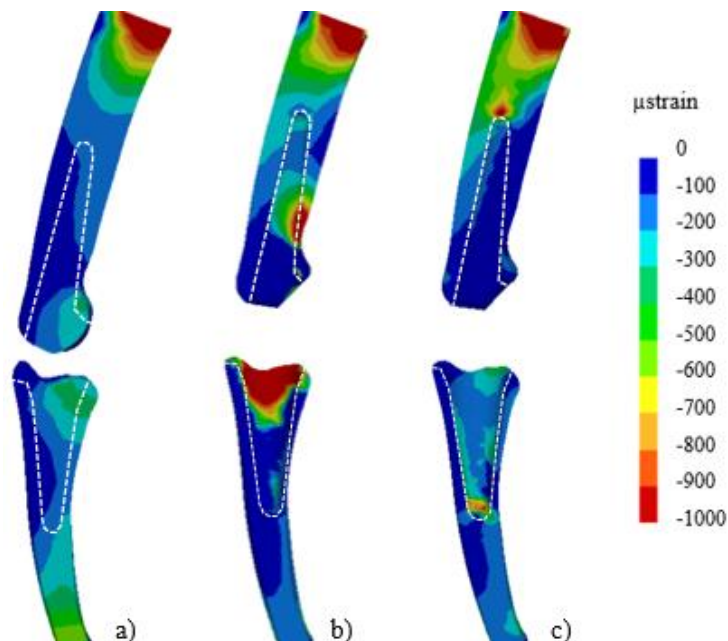


Figura 72 - Deformações principais mínimas para a situação de segurar uma caneta, vista ântero-posterior em corte: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado

No modelo representativo do estado nativo é possível verificar que as deformações principais mínimas não são muito elevadas, espalhadas uniformemente, registando-se o valor

mais elevado na parte anterior da articulação, em média $-439 \mu\text{strain}$, na falange proximal e na falange média. No modelo implantado não-osteointegrado as deformações principais mínimas localizam-se a meio da falange proximal, do lado anterior da mesma, com um valor médio de $-810 \mu\text{strain}$. Na falange média, as deformações principais mínimas estão distribuídas na base do implante, na porção proximal da falange média. No modelo implantado osteointegrado as deformações principais mínimas localizam-se, essencialmente na haste do implante. Estas deformações principais mínimas têm valores médios de $-968 \mu\text{strain}$ na falange proximal e de $-736 \mu\text{strain}$ na falange média.

4.2.1.2 Estabilidade osso - implante (micromovimentos)

Com o objetivo de determinar a estabilidade osso-implante, procedeu-se à análise dos micromovimentos (movimentos relativos entre o osso e o implante) no modelo não-osteointegrado. Estes micromovimentos foram analisados ao longo da periferia dos componentes do implante no plano ântero-posterior. Esta análise permitirá avaliar as condições para ocorrência da osteointegração, isto é, adesão do osso à superfície do implante. Na figura 73 estão representados os micromovimentos entre o osso esponjoso e a haste do implante para o caso de segurar uma caneta.

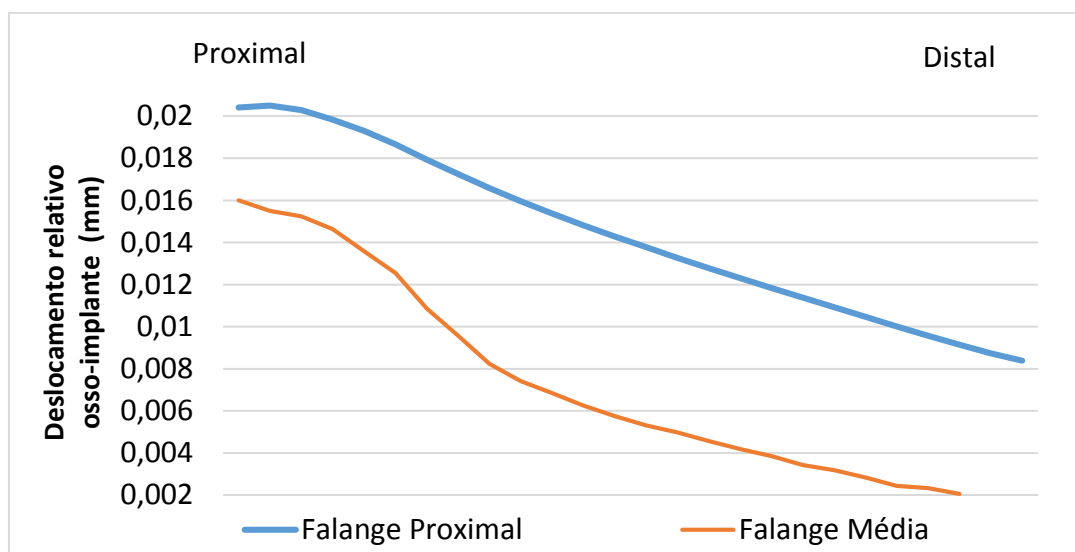


Figura 73 - Micromovimentos na interface osso esponjoso-haste do implante, caso de segurar uma caneta

Neste caso os micromovimentos variam entre 0,02 mm e 0,008 mm, isto na falange proximal, no qual o valor mais alto registado é para a zona proximal da haste do implante e o mais baixo registado na parte distal da haste do implante. Na falange média os micromovimentos variam entre 0,016 mm na parte proximal da haste do implante e 0,002 mm na parte distal.

4.2.1.3 Tensões de Von Mises no implante

A tensão de Von Mises nas hastes do implante foi analisada para as duas condições distintas de ligação do implante ao osso, modelo implantado não-osteointegrado e modelo implantado osteointegrado. O caso presente na figura 74 corresponde à situação de segurar uma caneta.

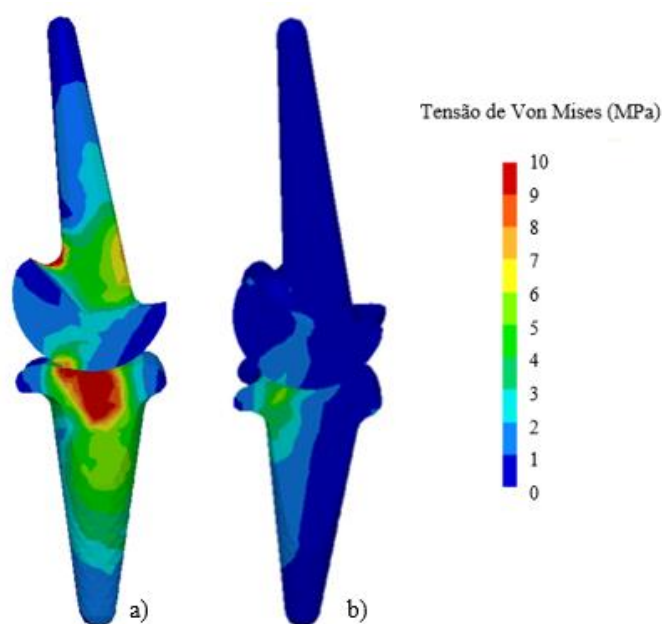


Figura 74 - Tensões de von Mises no implante, situação de segurar uma caneta, vista ântero-posterior em corte:
a) modelo implantado não-osteointegrado; b) modelo implantado osteointegrado

Nesta situação podemos facilmente observar que as tensões presentes no modelo não-osteointegrado são significativamente mais elevadas, com valor médio de 11,2 MPa, na zona de contacto entre os componentes proximal e distal do implante. Por sua vez, no modelo osteointegrado as tensões de von Mises encontram-se na mesma zona de no modelo não osteointegrado, contudo apresentam valores significativamente inferiores, aproximadamente 4,3 MPa, quando comparado com o modelo anterior.

4.2.2 Resultados do caso de estudo – escrever num teclado

4.2.2.1 Deformações Principais

As deformações principais máximas na articulação, para o caso de carga de escrever num teclado, na vista ântero-posterior, encontram-se representadas na figura 75. A linha a tracejado representa o limite do implante no modelo nativo. No caso representado na figura é visível que no modelo nativo praticamente não ocorrem deformações principais máximas, isto tendo em conta a presente escala, em média 36,2 μ strain, quer na falange proximal, quer na falange média. No modelo implantado não-osteointegrado as deformações principais máximas apresentam valores elevados na parte anterior da falange proximal, na zona proximal da haste do implante, com valores na ordem dos 890 μ strain. Por sua vez, na falange média as deformações principais máximas encontram-se uniformemente distribuídas pela área circundante à haste do implante, na parte proximal da falange, com valor médio de 1107 μ strain. No modelo implantado osteointegrado as deformações principais máximas são muito semelhantes às presentes no modelo nativo. Contudo, verifica-se um pico das mesmas nas zonas no qual ficam alojadas as extremidades das hastes dos implantes. Nestes locais registam-se valores médios de 123 μ strain. A figura 76, ilustra as deformações principais mínimas na articulação, para o caso de carga de escrever num teclado.

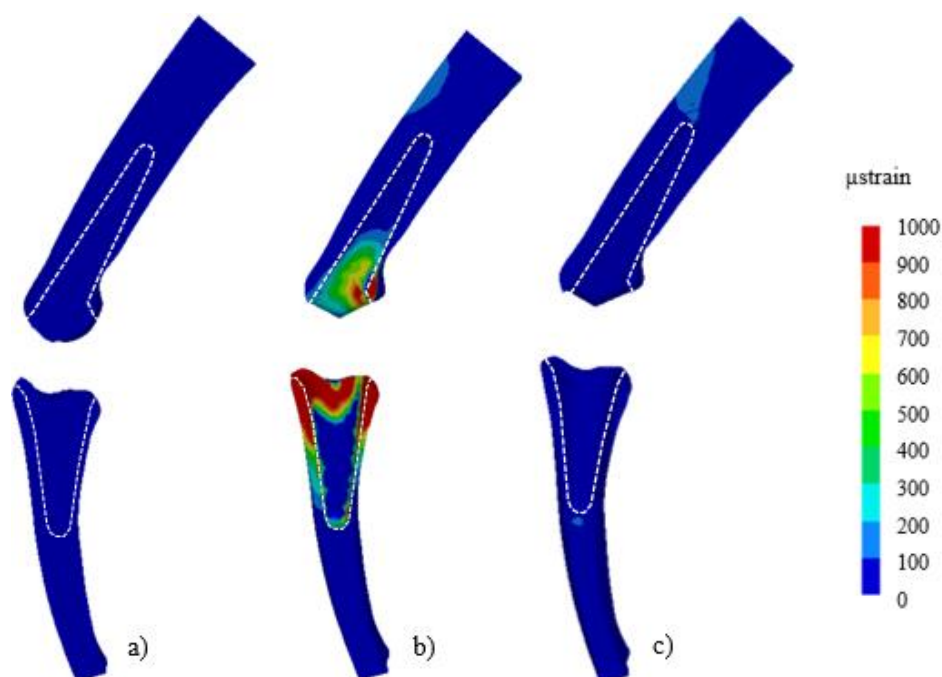


Figura 75 - Deformações principais máximas para a situação de escrever num teclado, vista ântero-posterior em corte: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado

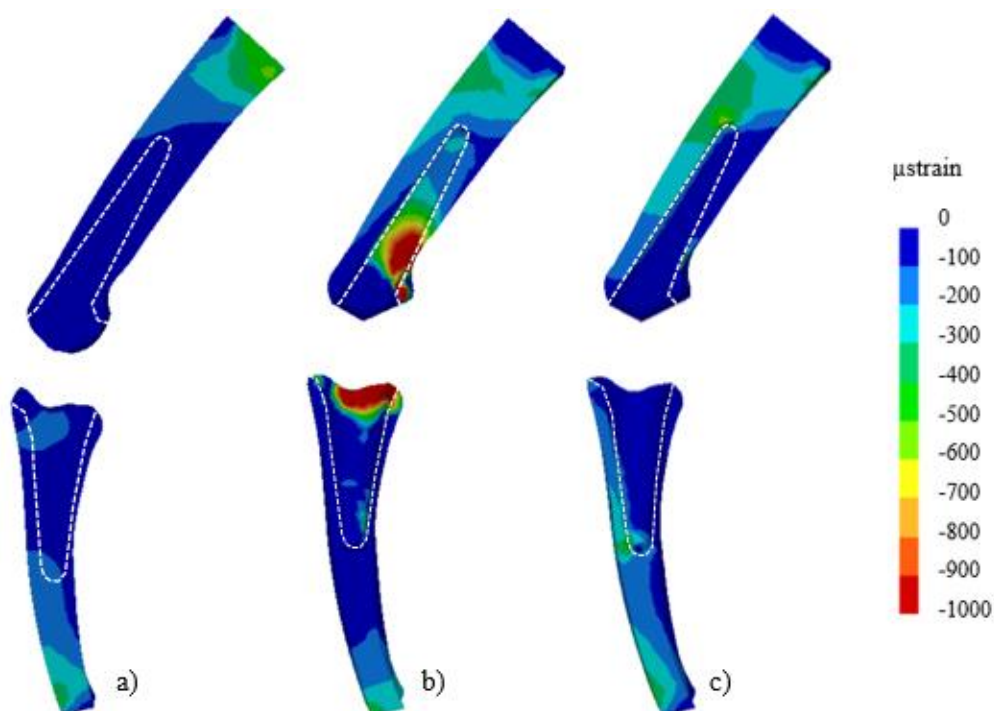


Figura 76 - Deformações principais mínimas para a situação de escrever num teclado, vista ântero-posterior em corte: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado

No caso de escrever num teclado, o modelo nativo apresenta deformações principais mínimas na zona dos côndilos, valores médios de $-47,2 \mu\text{strain}$ na falange proximal e na ordem de $-146 \mu\text{strain}$ na falange média. No modelo representativo da situação de pós-operatório, não-osteointegrado, o local onde se verificam mais deformações principais mínimas, isto na falange

proximal, é na parte anterior da articulação. Neste sítio verificam-se deformações principais mínimas na ordem dos $-962 \mu\text{strain}$. Na falange média as deformações principais mínimas encontram-se na sua extremidade, na parte proximal da articulação, com valor médio de $-1045 \mu\text{strain}$. No modelo implantado osteointegrado as deformações principais mínimas apresentam valores baixos, assim como no modelo nativo. Contudo, na parte posterior da falange proximal e da falange média, em especial na zona onde fica a extremidade do implante, registam-se valores para as deformações principais mínimas na ordem dos $-117 \mu\text{strain}$.

4.2.2.2 Estabilidade osso - implante (micromovimentos)

Com o objetivo de determinar a estabilidade osso-implante, procedeu-se à análise dos micromovimentos (movimentos relativos entre o osso e o implante) no modelo não-osteointegrado. Estes micromovimentos foram analisados ao longo da periferia dos componentes do implante no plano ântero-posterior. Esta análise permitirá avaliar a capacidade de osteointegração, isto é, adesão do osso à superfície do implante, sob a ação de diversas forças. Na figura 77 estão representados os micromovimentos entre o osso esponjoso e a haste do implante para o caso de escrever num teclado.

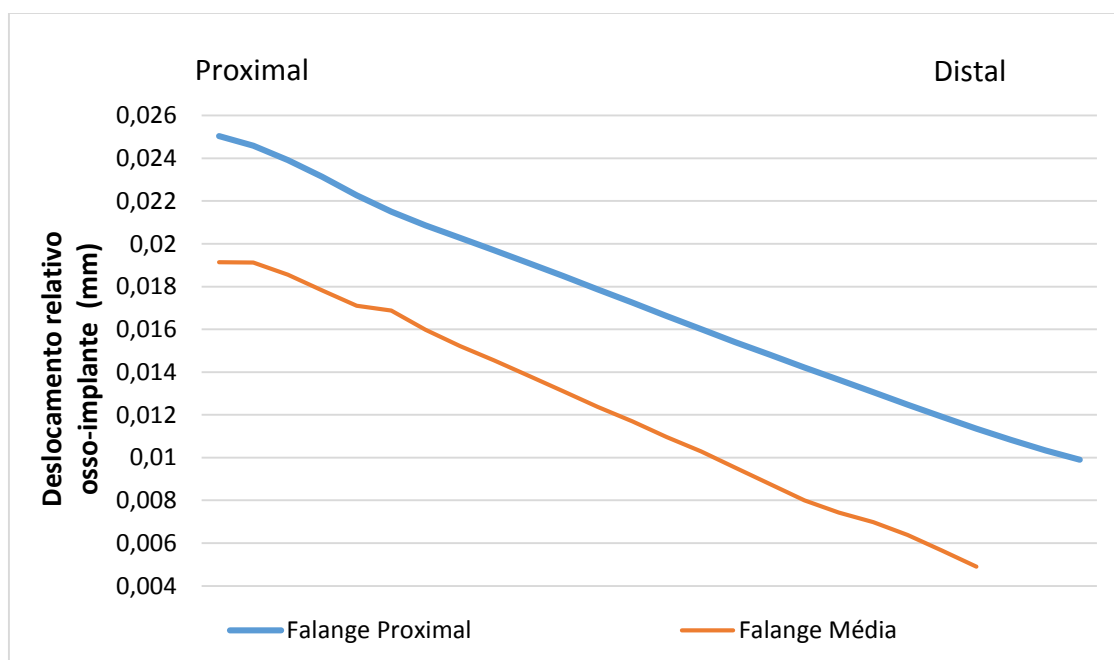


Figura 77 - Micromovimentos na interface osso esponjoso-haste do implante, caso de escrever num teclado

Neste caso os micromovimentos variam entre 0,025 mm e 0,12 mm, isto na falange proximal, no qual o valor mais baixo registado é na zona distal da haste do implante e o mais alto registado na parte proximal da haste do implante. Na falange média os micromovimentos variam entre 0,019 mm na parte proximal da haste do implante e 0,005 mm na parte distal.

4.2.2.3 Tensões de Von Mises no implante

A tensão de Von Mises nas hastes do implante foi analisada para as duas condições distintas de ligação do implante ao osso, modelo implantado não-osteointegrado e modelo implantado osteointegrado. O caso presente na figura 78 corresponde à situação de escrever num teclado.

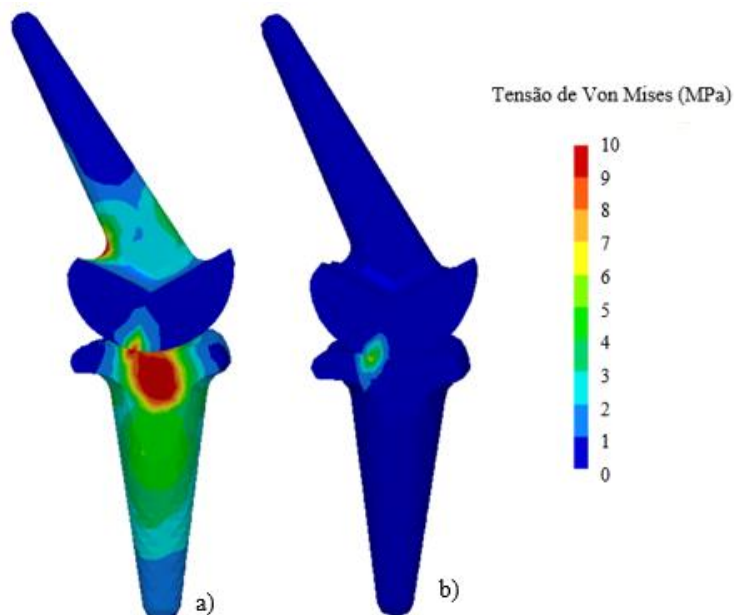


Figura 78 - Tensões de von Mises no implante situação de escrever num teclado, vista ântero-posterior em corte: a) modelo implantado não-osteointegrado; b) modelo implantado osteointegrado

No modelo representativo de uma situação de não-osteointegração constata-se que as tensões de von Mises são muito mais elevadas que no caso no qual ocorreu osteointegração do implante. Estas são mais elevadas na zona de contacto entre os dois componentes, com um valor médio de 9,68 MPa. No modelo osteointegrado as tensões de von Mises na zona de contacto entre as componentes do implante foram de 3,71 MPa.

4.2.3 Resultados do caso de estudo – tocar piano

4.2.3.1 Deformações Principais

As deformações principais máximas na articulação para o caso de carga de tocar piano, na vista ântero-posterior, encontram-se representadas na figura 79. A linha a tracejado representa o limite do implante no modelo nativo. No modelo nativo, ocorrem deformações principais máximas na ordem dos 464 μ strain, na parte distal da falange proximal, e na ordem de 133 μ strain na falange média, contudo este valor encontra-se na zona central da mesma, contrariamente aos casos anteriores, os quais se situam na parte proximal da falange. No modelo implantado não-osteointegrado, as deformações principais máximas registam-se principalmente na porção distal da falange proximal, apresentando um valor médio de 1010 μ strain. Ocorre também um pico de deformações na zona posterior e anterior, onde fica alojada a extremidade da haste do componente proximal do implante, no qual se registam valores de 866 μ strain. A falange média apresenta deformações elevadas em toda a zona proximal da falange, em torno de toda a haste. Também nesta falange ocorrem deformações elevadas na

zona da extremidade da haste do componente distal do implante, com valores de 267 μstrain . No modelo implantado osteointegrado as deformações principais máximas de 446 μstrain localizam-se especialmente na parte posterior das falanges.

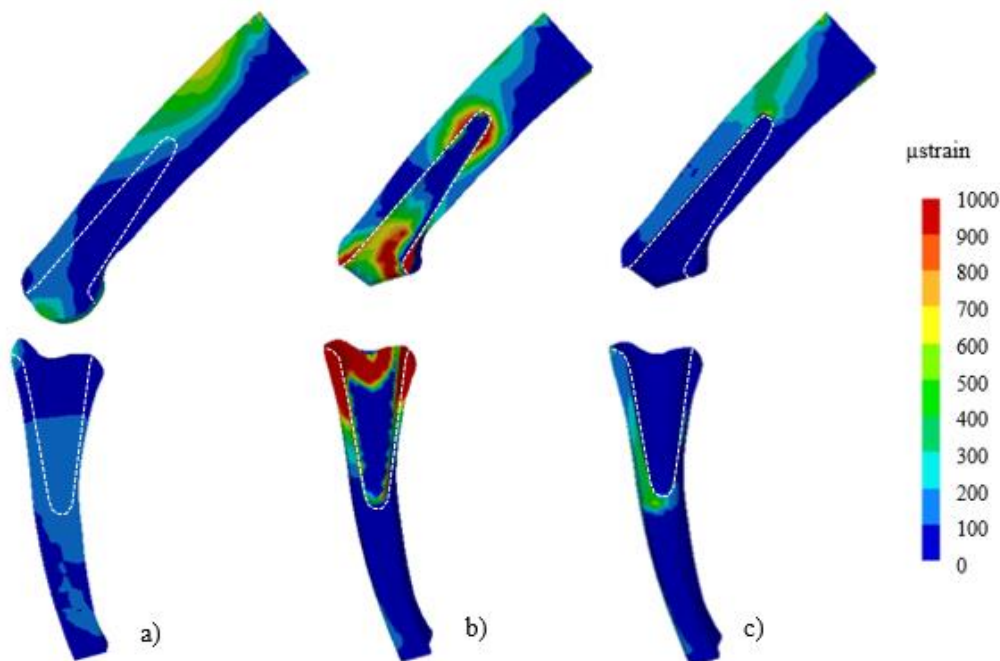


Figura 79 - Deformações principais máximas para a situação de tocar piano, vista ântero-posterior em corte: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado

As deformações principais mínimas na articulação, para o caso de tocar piano, podem ser visualizadas na figura 80. Neste ultimo caso de estudo, no modelo nativo, as deformações principais mínimas encontram-se distribuídas pela parte dorsal, no qual se verificou um valor médio de -641 μstrain e um pico na extremidade distal da falange proximal. Por sua vez, a falange média, apresenta na sua extremidade, valores médios de -405 μstrain . No modelo implantado não-osteointegrado as deformações principais mínimas tiveram os valores nominais mais elevados na área envolvente das hastes do implante. Na falange proximal, os valores mais altos registam-se na parte anterior, na ordem dos -1060 μstrain . Na porção proximal desta falange, onde fica alojada a extremidade da haste do implante verificam-se deformações principais mínimas, embora baixas, -451 μstrain . Na falange média as deformações principais mínimas encontram-se especialmente na parede lateral da falange, na zona proximal com valor médio de -1180 μstrain . No modelo implantado osteointegrado as deformações principais mínimas estão localizadas na parte posterior da falange proximal e da falange média, em especial na zona onde fica a extremidade da haste do implante, no qual se registam valores de -929 μstrain .

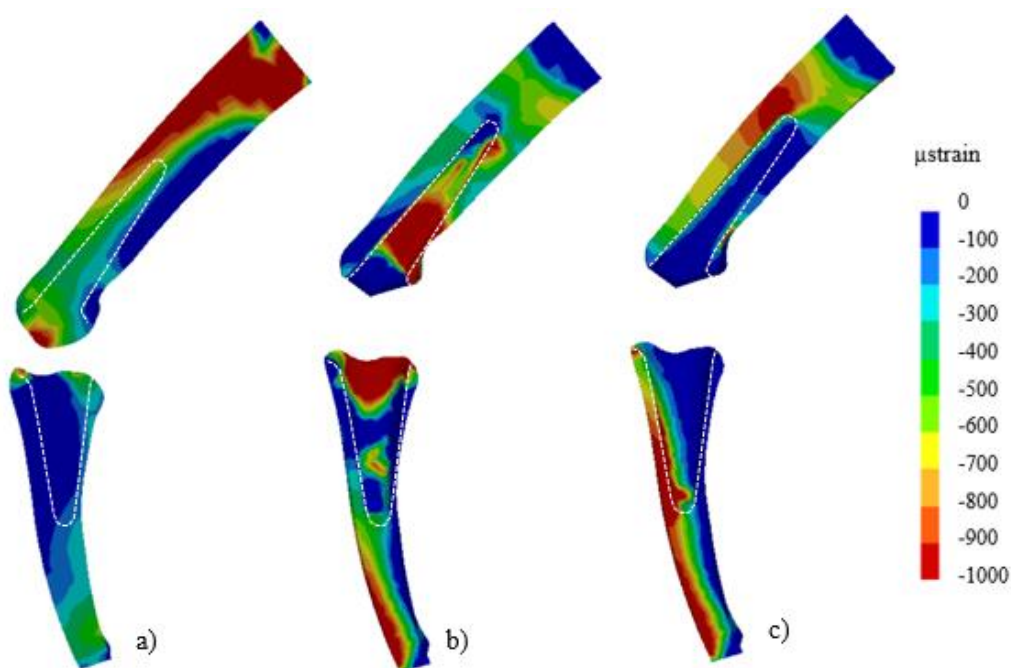


Figura 80 - Deformações principais mínimas para a situação de tocar piano, vista ântero-posterior em corte: a) modelo nativo; b) modelo implantado não-osteointegrado; c) modelo implantado osteointegrado

4.2.3.2 Estabilidade osso - implante (micromovimentos)

Com o objetivo de determinar a estabilidade osso-implante, procedeu-se à análise dos micromovimentos (movimentos relativos entre o osso e o implante) no modelo não-osteointegrado. Na figura 81 estão representados os micromovimentos entre o osso esponjo e a haste do implante para o caso de tocar piano.

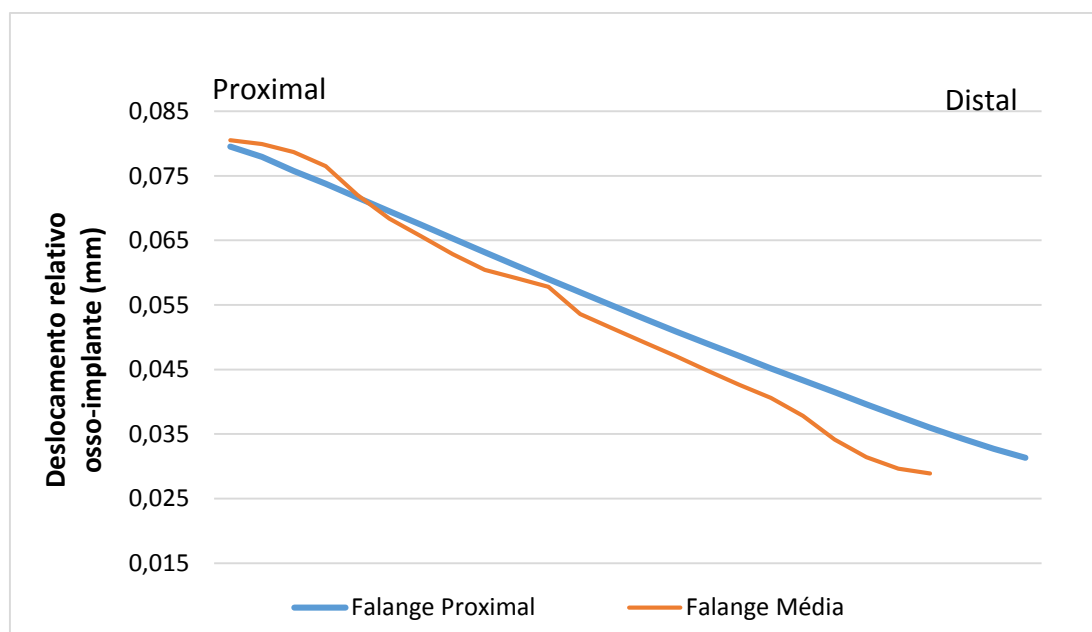


Figura 81 - Micromovimentos na interface osso esponjoso-haste do implante, caso de tocar piano

Neste caso os micromovimentos variam entre 0,08 mm e 0,033 mm, isto na falange proximal, no qual o valor mais alto registado é para a zona proximal da haste do implante e o

mais baixo na parte distal da haste do implante. Na falange média os micromovimentos são muito semelhantes aos da falange proximal.

4.2.3.3 Tensões de Von Mises no implante

A tensão de Von Mises nas hastes do implante foi analisada para as duas condições distintas de ligação do implante ao osso, modelo implantado não-osteointegrado e modelo implantado osteointegrado. O caso presente na figura 82 corresponde à situação de tocar num piano.

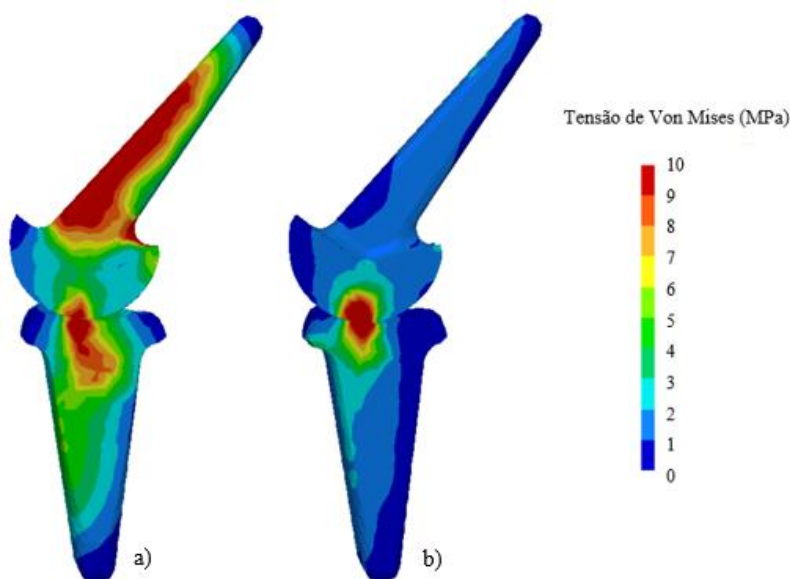


Figura 82 - Tensões de von Mises no implante situação de tocar piano, vista ântero-posterior em corte: a) modelo implantado não-osteointegrado; b) modelo implantado osteointegrado

A situação de tocar piano é a que apresenta valores de tensão de von Mises mais elevados, no modelo implantado não-osteointegrado, na zona de contacto entre os componentes do implante. A parte posterior do componente proximal do implante e na zona de contacto entre os dois componentes encontram-se valores muito elevados, na ordem de 9,36 MPa, o que não ocorreu nos casos de carga anteriores. No modelo osteointegrado, os valores de tensão de von Mises são mais concentrados, limitados à zona de contacto entre os dois componentes, com valores próximos dos do caso anterior 8,7 MPa.

4.3 Discussão

As análises feitas nos modelos numéricos foram realizadas para todos os casos de estudo: segurar uma caneta, escrever num teclado e tocar piano, com o objetivo de comparar os diversos aspetos analisados entre os modelos. Além da análise ao modelo representativo da condição nativa da articulação, consideraram-se ainda mais duas situações: um primeiro referente ao período imediatamente após a cirurgia, no qual a interface osso-implante não se encontra rigidamente ligada, mas sim em atrito (modelo implantado não osteointegrado) e, uma outra condição, representativa de uma situação de longo termo após a artroplastia, onde a interface osso-implante está rigidamente ligada (modelo implantado osteointegrado). O estudo

das deformações principais, no osso esponjoso da falange proximal e média nos modelos numéricos, permitiram avaliar a transferência de carga nas estruturas ósseas adjacentes ao implante, no estado nativo e implantado. Os resultados das deformações principais obtidas ao longo da interface com o implante demonstram que a introdução do implante tem uma tendência para aumentar cerca de 10 vezes as deformações sobre o osso na condição do implante não-osteointegrado relativamente à condição nativa, representativo de uma condição imediatamente após a cirurgia. No modelo nativo é visível uma homogeneidade das deformações principais máximas, sinal claro da adaptação fisiológica da estrutura à transferência e repartição da carga pelas estruturas ósseas. O mesmo sucedeu com as deformações principais mínimas. Assim de forma sucinta, convém mencionar que, de todos os casos analisados, o que tem uma maior discrepância de valores entre o modelo nativo e o modelo implantado não-osteointegrado é o caso de escrever num teclado, onde no modelo nativo se registaram deformações aproximadamente 10 vezes inferiores ao modelo implantado não-osteointegrado. Contudo, o caso que regista valores mais elevados é o de tocar piano, não ocorrendo apenas uma diferença tao elevada como no caso anterior porque as deformações observadas no modelo nativo são mais elevadas, reduzindo assim a diferença entre os modelos. Em todos os casos de estudo, no modelo implantado não-osteointegrado, verifica-se um aumento das deformações principais máximas e mínimas, sobretudo, nas paredes laterais das falanges.

Este aumento localizado das deformações, geralmente no modelo não-osteointegrado, em torno do implante, pode ser associado a um potencial risco de falência do osso esponjoso por sobrecarga cíclica, ou seja, por efeito de fadiga do osso. Assim, nesta condição pós-cirúrgica parece de todo conveniente o paciente não realizar qualquer uma das atividades estudadas, já que estas conduzem a uma situação de sobrecarga sobre o osso colocando em causa o sucesso da artroplastia.

Comparando as deformações principais no modelo nativo com as deformações principais no modelo implantado osteointegrado, observamos que os valores diferem em vários aspetos. No caso de segurar uma caneta, as deformações principais máximas são mais elevadas comparativamente com o modelo nativo, em especial na zona no qual fica alojada a extremidade da haste do implante. As deformações principais mínimas deste caso de carga são muito diferentes das do modelo nativo pois, enquanto no modelo nativo as deformações encontram-se uniformemente distribuídas pela zona dos côndilos, no modelo implantado osteointegrado observa-se um foco de deformações nas extremidades das hastes do implante. Também no caso de escrever num teclado, as deformações principais mínimas apresentam um pico na porção onde ficam alojadas as extremidades das hastes do implante. Este pico localizado está relacionado com o efeito de fulcro resultante dos esforços de flexão e compressão gerados pelas cargas aplicadas à extremidade proximal. Na atividade de tocar piano, as deformações principais máximas são muito semelhantes as deformações do modelo nativo. Por sua vez, as deformações principais mínimas, aumentaram ligeiramente na falange proximal.

Podemos de forma global referir que, a condição de implante totalmente osteointegrado conduz normalmente a manter ou reduzir os níveis de deformação no osso esponjoso junto da zona articular e um incremento por vezes significativo na zona da extremidade das hastes dos componentes protésicos relativamente ao modelo nativo. A redução dos níveis de deformação

no osso esponjoso associado ao fenómeno de *stress-shielding*, pode afetar o processo de remodelação óssea e conduzir, a longo termo, a um risco de perda de densidade óssea nestas regiões. Das diversas atividades diárias analisadas, este fenómeno tem particular importância na atividade de escrever num teclado. Situação do dia-a-dia na qual se verificou uma diminuição das deformações, mais acentuada relativamente ao estado nativo.

Como descrito, os micromovimentos desenvolvidos no modelo implantado não-osteointegrado, ou seja, o deslocamento relativo entre o implante e o osso durante o período pós-cirúrgico, também constituem um fator determinante para o sucesso da artroplastia, podendo ser decisivo para a longevidade da artroplastia. Assim, a instabilidade inicial do implante é um importante fator para a promoção da perda assética deste. Estes micromovimentos podem inibir o crescimento ósseo e levar à formação de tecido fibroso em torno do implante. Segundo o autor Engh [53], que mediu o deslocamento relativo entre o implante e o osso na artroplastia da anca em catorze fémures com hastes femorais, num dos casos, a osteointegração não ocorreu e o micromovimento entre o implante e o osso adjacente foi de 0,150 mm. Em todos os outros casos, ocorreu o crescimento ósseo e foi observado um deslocamento relativo irreversível de 0,04 mm. Estas observações conferiram a importância da estabilidade inicial do implante. Os casos de carga analisados originaram micromovimentos relativos na interface osso-implante entre 0,02 mm e 0,08 mm. Uma vez que os micromovimentos registados são inferiores ao no estudo referido, pode-se concluir que não haverá nestas condições de carga, risco de não promoção da osteointegração. Contudo, a boa prática e para precaver todo o tipo de situações, deverá evitar-se a realização de esforços elevados numa situação pós-cirúrgica.

Relativamente, às tensões geradas no implante, estas foram sempre inferiores ao limite a partir do qual pode existir risco de fratura do implante por efeito das cargas cíclicas (fadiga), que é cerca de 400 MPa para o pirocarbono, quando ultrapassado os 10^7 ciclos [54].

Modelos experimentais da articulação interfalângica

Este capítulo é dedicado à avaliação experimental do efeito da alteração de transferência e repartição de carga nas falanges proximal e média, entre o estado intacto e o estado artroplástico da articulação. Neste âmbito, desenvolveram-se modelos experimentais, com recurso à maquinação de espuma de poliuretano, revestida com resina epóxi e fibra de vidro. As falanges criadas foram primeiramente utilizadas como modelo intacto, e posteriormente, realizaram-se cirurgias “in-vitro”, por forma a implantar a prótese de pirocarbono nas mesmas, para aferir as alterações de transferência/repartição de carga entre o estado nativo e implantado. Nesta avaliação foram utilizados extensómeros aplicados na região anterior e posterior, de cada falange, tendo sido determinadas as extensões principais na superfície das falanges para o caso intacto e para o caso implantado não-osteointegrado. Ambos os modelos foram submetidos aos três casos de carga representativos de atividades fisiológicas do dia-a-dia. Os resultados das extensões medidas foram utilizados para a avaliação do potencial efeito de “stress-shielding” ou fratura óssea por fadiga no córtex devido a sobrecarga localizada, assim como para correlação com os modelos numéricos desenvolvidos no capítulo anterior.

5.1 Materiais e métodos

Para a realização dos modelos experimentais, foi necessário proceder-se à construção de um modelo que replica-se o melhor possível a geometria e propriedades mecânicas das falanges proximal e média. A geometria foi recuperada dos modelos geométricos desenvolvidos no capítulo anterior (modelos numéricos), tendo-se realizado a partir destes sólidos um programa CNC para maquinação do osso esponjoso com recurso aos equipamentos do laboratório de Tecnologia Mecânica da Universidade de Aveiro (figura 83). Esta espuma rígida de poliuretano com uma densidade de 0,32 g.cm⁻³ (Model 1522 – 03, Pacific-Research-Labs, WA, USA) apresenta características biomecânicas semelhantes ao do osso esponjoso (ASTM F-1839-08) [61], permitindo assim a sua aplicação em estudos de dispositivos e instrumentos ortopédicos. A densidade selecionada representa o osso esponjoso saudável [63]. Esta espuma foi posteriormente revestida manualmente com uma mistura de fibras de vidro curtas em resina epóxi (figura 84), por forma a replicar a estrutura e espessura do osso cortical.

Na construção do modelo representativo da situação nativa não foi adicionado qualquer material representativo da cartilagem, tendo o contacto ocorrido na situação intacta diretamente entre as estruturas do osso cortical da falange proximal e falange média. No caso do modelo protésico foi realizado um procedimento cirúrgico o mais proximal possível de um caso real, de forma a implantar a prótese de pirocarbono, na qual ocorreria o contacto entre o

componente proximal e o componente distal. Esta prótese é composta por 2 componentes, ambos totalmente feitos em pirocarbono.

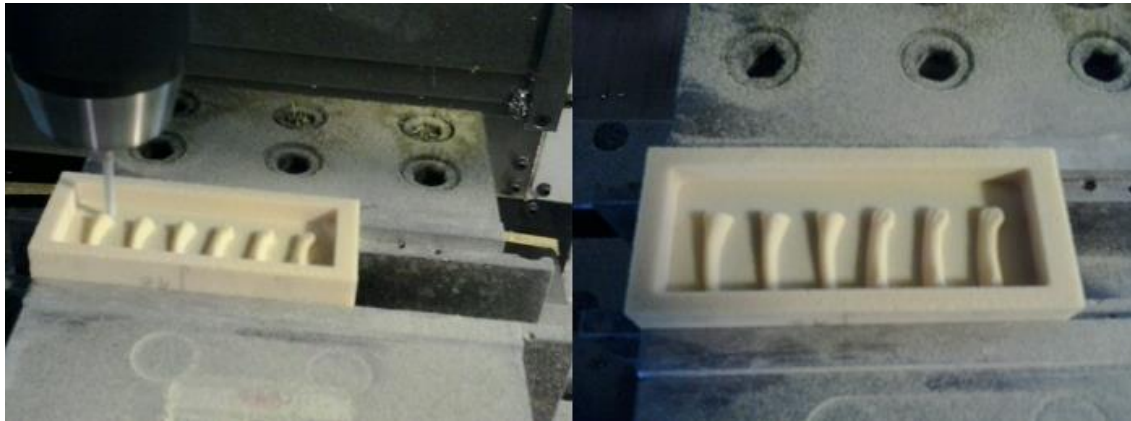


Figura 83 - Maquinação da espuma



Figura 84 - Revestimento da espuma com a mistura de fibras de vidro em resina epóxi

De forma a realizar os carregamentos da falange proximal sobre a falange média, mantendo-as na posição correta, estas foram fixas a duas placas de alumínio como representado na figura 85.

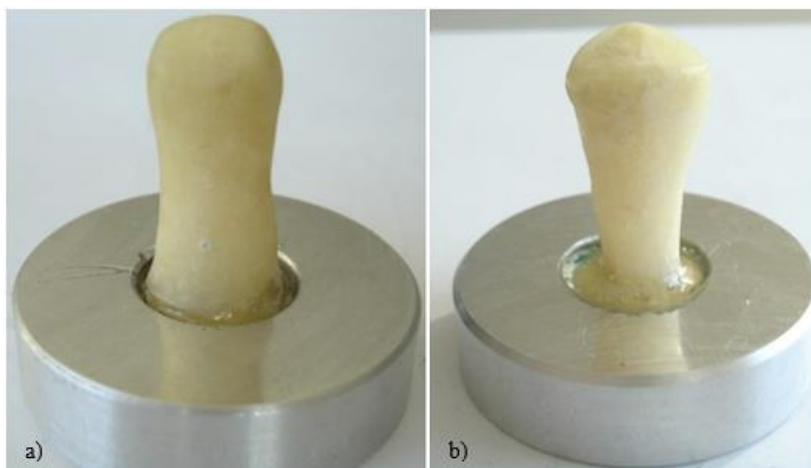


Figura 85 - Colação das falanges média e proximal, numa base de alumínio para fixação ao equipamento: a) falange proximal; b) falange média.

Por forma a realizar a avaliação comparativa entre o modelo intacto e modelo protésico, foram colados em cada falange duas rosetas de extensómeros tri-axiais (KFG-2-120-D17-11L3M2S, Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd., Tokyo, Japan). Os extensómeros foram colocados nas falanges em posições previamente selecionadas, de forma a medir as extensões nos planos anterior e posterior de cada falange. Como estes foram aplicados primeiramente no segmento intacto, houve o cuidado de procurar posições que não tivessem interferência com o processo cirúrgico para colocação dos componentes proximal e distal da prótese, nas falanges intactas já instrumentadas (figura 86 e 87).

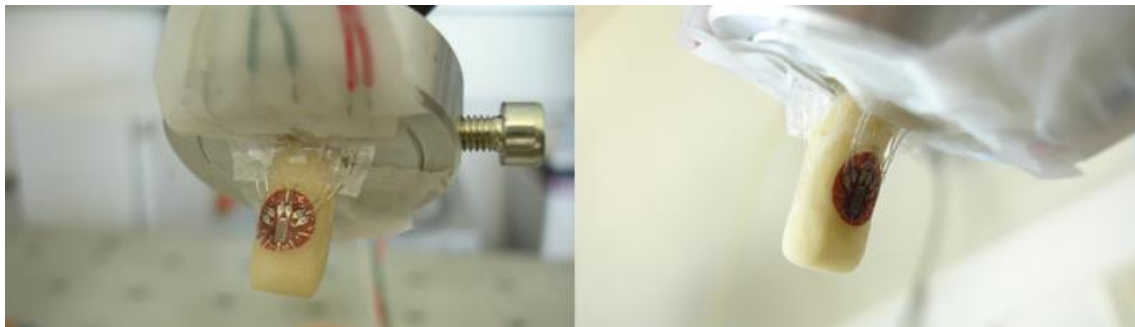


Figura 86 - Colocação dos extensómetros na falange proximal

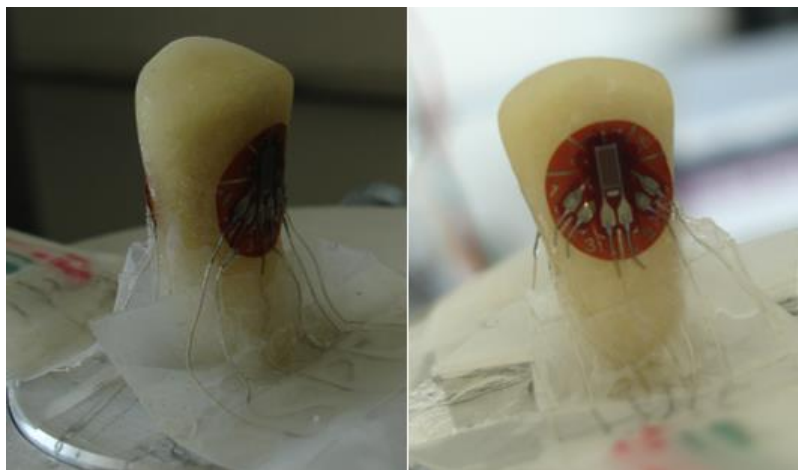


Figura 87 - Colocação dos extensómetros na falange média

Estes extensómeros foram ligados ao sistema de aquisição de dados PXI 1050 da National Instruments, que por sua vez está conexo a um computador contendo uma aplicação LabView Signal Express. Após a construção e colocação dos componentes na orientação desejada, conforme o carregamento a ser aplicado, representativo de diversas atividades do dia-a-dia (tabela 24), procedeu-se a carregamentos com a falange proximal sobre a falange média. Para o carregamento foi utilizado o equipamento de ensaios do laboratório de biomecânica da Universidade de Aveiro (figura 88). A carga foi aplicada à falange proximal, por intermédio da haste do motor linear da máquina de ensaio, que por sua vez estava ligada a um controlador no qual se definiam diversos parâmetros.

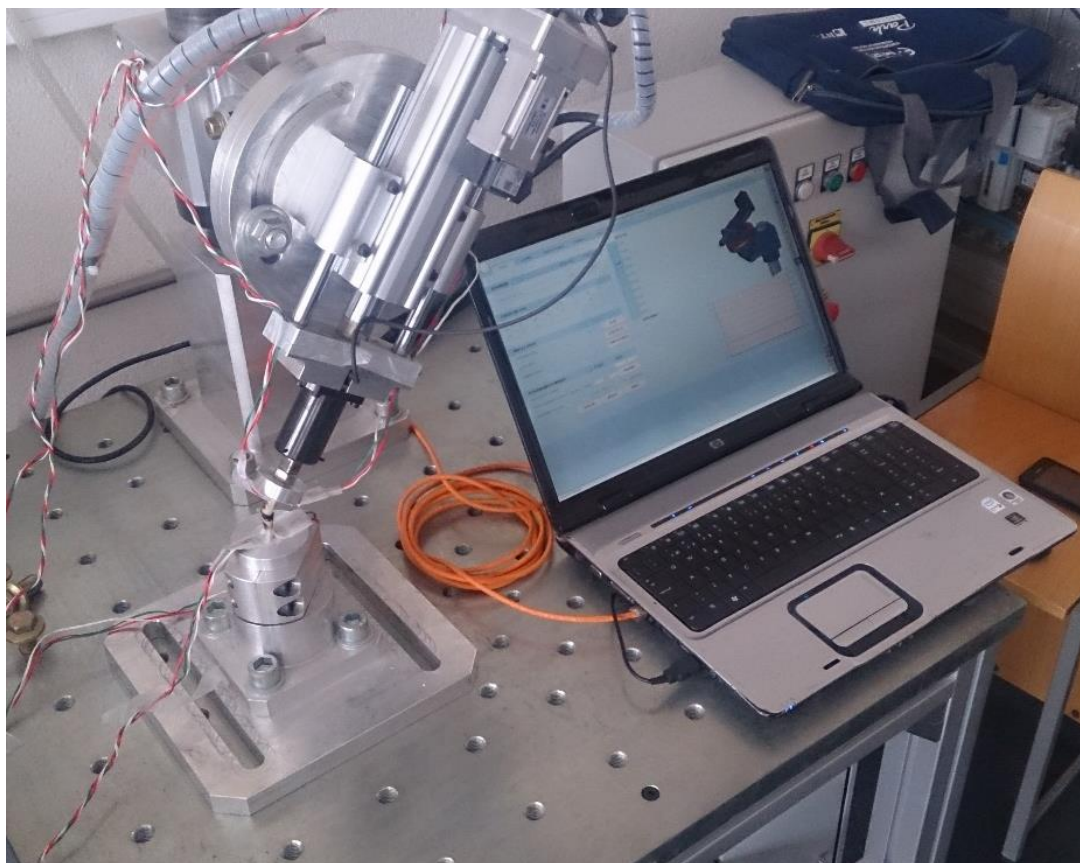


Figura 88 - Máquina de ensaio

Como mencionado anteriormente, foram efetuados 3 carregamentos, representativos de diferentes atividades do dia-a-dia, conforme descrito na tabela 24, no capítulo anterior. Cada caso de carga foi repetido cinco vezes sobre os modelos, totalizando dez ensaios para cada modelo (intacto e implantado). Para garantir a repetibilidade dos resultados foi seguida a mesma sequência de carregamento em cada ensaio, conforme descrita na seguinte tabela 25.

Tabela 25 - Sequência do procedimento experimental

Passo	Definição
1º	Condicionamento à carga de ensaio
2º	Calibração dos extensômetros
3º	Aplicação da carga
4º	Estabilização da carga
5º	Guardar os valores medidos
6º	Retirar carga
7º	Tempo de espera entre medições

Após o ensaio do modelo intacto procedeu-se à desmontagem deste da máquina de ensaio para se proceder à realização das cirurgias in-vitro, para implantação da prótese (figuras 89 e 90). As cirurgias in-vitro seguiram as normas aplicadas a um caso real para implantação deste tipo de prótese, conforme descrito anteriormente no procedimento cirúrgico.



Figura 89 - Implantação do componente protésico na falange proximal



Figura 90 - Implantação do componente protésico na falange média

Este processo foi realizado com cuidado suficiente para não danificar nenhum dos extensómeros previamente colados nas superfícies das falanges. Posto isto, procedeu-se à repetição dos mesmos casos de carga aplicados ao segmento no seu estado intacto. A partir das extensões medidas com os extensómetros tri-axiais em cada segmento ensaiado foram calculadas as extensões principais máximas (equação 1) e as extensões principais mínimas (equação 2) associadas à localização de cada extensómetro, com recurso às seguintes expressões, que relaciona as extensões medidas nos três extensómetros ε_a , ε_b e ε_c a 45° de cada roseta com as extensões principais ε_1 e ε_3 .

$$\varepsilon_1 = 0,5(\varepsilon_a + \varepsilon_c) + 0,5\sqrt{(\varepsilon_a - \varepsilon_c)^2 + (2\varepsilon_b - \varepsilon_c - \varepsilon_a)^2} \quad \text{Equação 1}$$

$$\varepsilon_3 = 0,5(\varepsilon_a + \varepsilon_c) - 0,5\sqrt{(\varepsilon_a - \varepsilon_c)^2 + (2\varepsilon_b - \varepsilon_c - \varepsilon_a)^2} \quad \text{Equação 2}$$

Foi calculada para cada uma das extensões principais máximas, o valor médio e respetivo desvio padrão, dos cinco carregamentos efetuados no modelo para cada tipo de técnica. Estas

extensões principais foram comparadas entre os diferentes modelos analisados e também utilizadas para correlação com os resultados dos modelos numéricos.

5.2 Resultados

Nesta secção são apresentados os resultados das deformações obtidos no córtex após os ensaios. Os dados recolhidos foram tratados, a fim de calcular as médias das extensões principais e os desvios padrão obtidos com os extensómetros em cada ensaio. É importante referir que os valores apresentados encontram-se em μstrain , que corresponde a $\times 10^{-6}\text{m/m}$.

Na tabela 26 são apresentados os valores médios e respetivos desvios padrão das extensões principais máximas ϵ_1 e mínimas ϵ_3 dos sete ensaios para cada caso de carga no modelo nativo.

Tabela 26 - Valores médios das extensões principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) e respetivos desvios padrão para os diferentes casos de estudo no modelo nativo

Extensómetro		Segurar uma caneta		Escrever num teclado		Tocar piano	
		Média (μstrain)	σ (μstrain)	Média (μstrain)	σ (μstrain)	Média (μstrain)	σ (μstrain)
Falange proximal anterior	ϵ_1	113	6	39	3	61	10
	ϵ_3	-275	13	-22	5	-26	9
Falange média anterior	ϵ_1	408	19	228	6	655	9
	ϵ_3	-670	32	-405	11	-1216	19
Falange média posterior	ϵ_1	32	6	194	8	736	9
	ϵ_3	16	3	-97	7	-341	15

Conforme salientado anteriormente, foi colocado um extensómetro na falange proximal na zona posterior, contudo os valores deste obtidos foram desprezados, pois eram discrepantes e após testes ao extensómetro em causa verificou-se o seu mau funcionamento, tendo-se ignorado os seus valores em todos os ensaios realizados. Dos valores obtidos verifica-se que o desvio padrão das extensões principais de ambos os casos de carga se situa sempre abaixo dos $32 \mu\text{strain}$ e o mais baixo é $3,28 \mu\text{strain}$.

A extensão principal máxima mais elevada foi medida no extensómetro da falange média, na parte posterior, no caso de tocar piano, onde se mediu uma extensão de $736 \mu\text{strain}$, não tendo sido possível estabelecer uma comparação com o extensómetro da falange proximal na mesma localização. A extensão principal mínima com o valor nominal mais elevada foi medida no extensómetro da falange média, na parte anterior, no caso de tocar piano, com $-1216 \mu\text{strain}$ muito superior, em módulo, à extensão principal mínima medida no extensómetro da falange proximal, na parte anterior onde foi medido apenas $-26 \mu\text{strain}$.

Como seria de esperar, os valores nominais das extensões principais mínimas (compressão) foram mais baixos no caso de escrever num teclado e no caso de segurar uma caneta, sendo os

valores nominais das extensões principais máximas relativamente idênticos para ambos os casos revelando uma maior sensibilidade do modelo às extensões principais mínimas (compressão).

Na tabela 27 são apresentados os resultados obtidos para os casos de carga no caso do modelo implantado.

Tabela 27 - Valores médios das extensões principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) e respetivos desvios padrão para os diferentes casos de estudo no modelo implantado

Extensómetro		Segurar uma caneta		Escrever num teclado		Tocar piano	
		Média (μstrain)	σ (μstrain)	Média (μstrain)	σ (μstrain)	Média (μstrain)	σ (μstrain)
Falange proximal anterior	ϵ_1	89	11	52	21	90	8
	ϵ_3	-237	26	-121	21	-282	23
Falange média anterior	ϵ_1	180	6	110	44	30	16
	ϵ_3	-234	17	-121	63	-59	22
Falange média posterior	ϵ_1	299	29	138	53	19	16
	ϵ_3	-594	34	-239	78	-104	35

As extensões principais máximas têm o valor nominal mais elevado no extensómetro da falange média, na parte posterior, no caso de segurar uma caneta com 299 μstrain e a menor foi de 19 μstrain no extensómetro da falange média, na parte posterior, para o caso de tocar piano. No caso das extensões principais mínimas o valor nominal mais elevado foi medido no extensómetro da falange média, na parte posterior, para o caso de segurar uma caneta com um valor de -594 μstrain e o valor mais baixo foi medido no extensómetro da falange média, na parte anterior com o valor de -59 μstrain , para o caso de tocar piano. Contrariamente ao que aconteceu no modelo intacto, os valores nominais das extensões foram mais elevados no caso de segurar uma caneta. Verifica-se igualmente que a falange média apresentou, em média, valores de extensões nominais mais elevados que a falange proximal, tal como sucedeu no modelo intacto.

Na tabela 28 encontram-se a diferença entre o modelo intacto e implantado nos diferentes extensómetros em valor absoluto, os valores negativos representam uma diminuição do valor nominal e os valores positivos um aumento do valor nominal relativamente ao modelo intacto. Em termos nominais, as reduções mais significativas ocorreram em especial para o caso de tocar piano, com uma diferença de -1157 μstrain , para as deformações principais mínimas, no extensómetro da falange média na parte anterior, seguido do caso de carga segurar caneta, no mesmo extensómetro, para as deformações principais mínimas com uma diferença nominal de -436 μstrain . Por sua vez, os maiores incrementos nominais verificam-se no caso tocar piano nas deformações principais máximas, no extensómetro da falange média posterior, com +717

μstrain , seguido do extensómetro da falange média anterior, com um aumento de +625 μstrain para as deformações principais máximas, relativamente ao mesmo caso de carga.

Tabela 28 - Diferença entre nativo e implantado (+ aumento do valor nominal, - diminuição do valor nominal)

Diferença		Segurar uma caneta	Escrever num teclado	Tocar piano
		Nominal (μstrain)	Nominal (μstrain)	Nominal (μstrain)
Falange proximal anterior	ϵ_1	+24	-13	-29
	ϵ_3	-38	+99	+256
Falange média anterior	ϵ_1	+228	+118	+625
	ϵ_3	-436	-284	-1157
Falange média posterior	ϵ_1	-267	+56	+717
	ϵ_3	+610	+142	-237

5.3 Comparação dos modelos numéricos versus experimentais

Os resultados das extensões principais medidas nos modelos experimentais foram comparados com as deformações principais avaliadas nos modelos numéricos na localização equivalente aos extensómetros para os modelos intacto e implantado. Nas tabelas 29, 30 e 31 encontram-se indicados os valores médios e desvio padrão das extensões (experimental) e os valores das deformações (numérico), assim como o desvio relativo em percentagem entre estes para as atividades de segurar numa caneta, escrever num teclado e tocar piano no estado nativo, respetivamente.

Tabela 29 - Comparação entre os modelos experimental e numérico, estado nativo, no caso de segurar uma caneta

Segurar uma caneta		Experimental (μstrain)		Numérico (μstrain)	Erro relativo
		Média	Desvio		
Falange proximal anterior	ϵ_1	113	6	23	80%
	ϵ_3	-275	13	-50	82%
Falange média anterior	ϵ_1	408	19	281	31%
	ϵ_3	-670	32	-738	-10%
Falange média posterior	ϵ_1	32	6	212	-563%
	ϵ_3	16	3	12	25%

Tabela 30 - Comparação entre os modelos experimental e numérico, estado nativo, no caso de escrever num teclado

Escrever num teclado		Experimental (μstrain)		Numérico (μstrain)	Erro relativo
		Média	Desvio		
Falange proximal anterior	ε_1	39	3	17	56%
	ε_3	-22	5	-60	-173%
Falange média anterior	ε_1	228	6	80	65%
	ε_3	-405	11	-202	50%
Falange média posterior	ε_1	194	8	101	48%
	ε_3	-97	7	-44	55%

Tabela 31 - Comparação entre os modelos experimental e numérico, estado nativo, no caso de tocar piano

Tocar piano		Experimental (μstrain)		Numérico (μstrain)	Erro relativo
		Média	Desvio		
Falange proximal anterior	ε_1	61	10	65	-7%
	ε_3	-26	9	-200	-669%
Falange média anterior	ε_1	655	9	511	22%
	ε_3	-1216	19	-1460	-20%
Falange média posterior	ε_1	736	9	806	-10%
	ε_3	-341	15	-131	62%

A maior diferença das deformações principais máximas no estado intacto, encontra-se no extensómetro da falange média, na zona posterior para a atividade de segurar uma caneta, onde se observa um erro relativo de -563% entre os resultados experimentais e numéricos. O menor desvio registado ocorreu no extensómetro da falange proximal, na parte anterior, com um desvio relativo de -7% para o caso de tocar piano. Em relação às deformações principais mínimas o maior desvio encontra-se no extensómetro da falange proximal, na parte anterior para o caso de tocar piano, com um desvio de -669%, sendo o menor desvio de -10% registado no extensómetro da falange média, na parte anterior, para o caso de segurar uma caneta.

De forma a avaliar o nível de correlação entre os resultados do modelo numérico e experimental, foi traçada a reta de correlação que se encontram na figura 91 para o estado

nativo. A equação da reta de regressão linear obtida demonstra que os níveis de correlação R^2 se situou em 0.91.

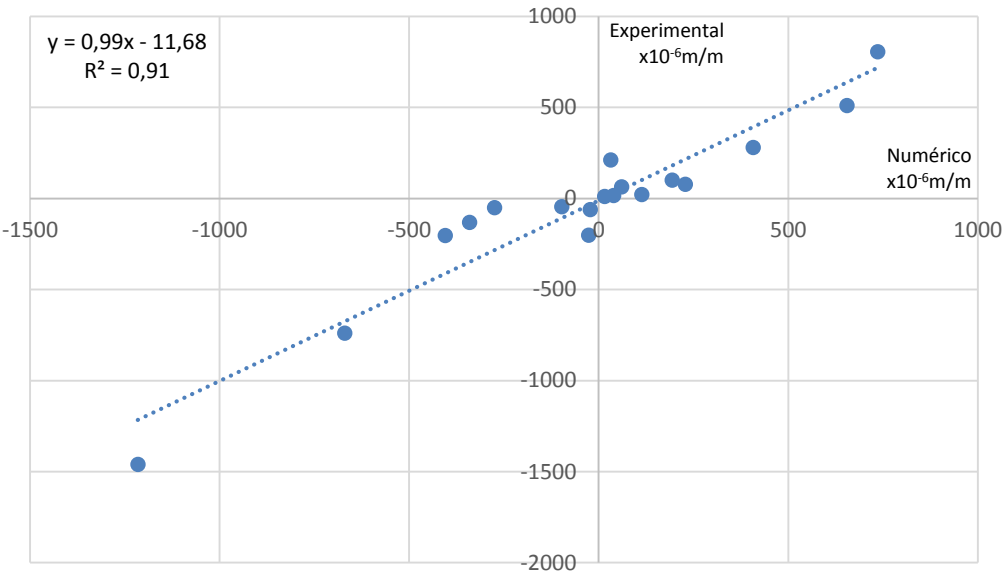


Figura 91 - Gráfico de correlação entre o modelo experimental e numérico, nativo

Nas tabelas 32, 33 e 34 encontram-se indicados os valores médios e desvio padrão das extensões (experimental) e os valores das deformações (numérico), assim como o desvio relativo em percentagem entre estes para as atividades de segurar numa caneta, escrever num teclado e tocar piano no estado protésico, respetivamente.

Tabela 32 - Comparação entre os modelos experimental e numérico, estado protésico, no caso de segurar uma caneta

Segurar uma caneta		Experimental (μstrain)		Numérico (μstrain)	Erro relativo
		Média	Desvio		
Falange proximal anterior	ε ₁	89	11	92	-3%
	ε ₃	-237	26	-231	3%
Falange média anterior	ε ₁	180	6	318	-77%
	ε ₃	-234	17	-489	-109%
Falange média posterior	ε ₁	299	29	179	-40%
	ε ₃	-594	34	-228	62%

Tabela 33 - Comparação entre os modelos experimental e numérico, estado protésico, no caso de escrever num teclado

Escrever num teclado		Experimental (μstrain)		Numérico (μstrain)	Erro relativo
		Média	Desvio		
Falange proximal anterior	ε_1	52	21	52	0%
	ε_3	-121	21	-160	-32%
Falange média anterior	ε_1	110	44	149	-35%
	ε_3	-121	63	-115	5%
Falange média posterior	ε_1	138	53	254	-84%
	ε_3	-239	78	-167	30%

Tabela 34 - Comparação entre os modelos experimental e numérico, estado protésico, no caso de tocar piano

Tocar piano		Experimental (μstrain)		Numérico (μstrain)	Erro relativo
		Média	Desvio		
Falange proximal anterior	ε_1	90	8	125	-39%
	ε_3	-282	23	-328	-16%
Falange média anterior	ε_1	30	16	28	7%
	ε_3	-59	22	-51	14%
Falange média posterior	ε_1	19	16	27	-42%
	ε_3	-104	35	-101	3%

A diferença mais elevada entre os resultados experimentais e numéricos no estado protésico para as deformações principais máximas, encontra-se no extensómetro da falange média, na parte posterior com um valor de -84% para o caso de escrever num teclado. O menor desvio registado foi no extensómetro da falange proximal, na zona anterior, com um desvio relativo de 0% para o caso de escrever num teclado, seguido do valor registado no mesmo extensómetro, para a atividade de segurar uma caneta, com um desvio relativo de -3%.

Em relação às deformações principais mínimas, o maior desvio encontra-se no extensómetro da falange média, na zona anterior, para a atividade de segurar uma caneta, com um desvio de -109%, sendo o menor desvio de 3% registado no extensómetro da falange

proximal, na zona anterior, para o mesmo caso de estudo e na falange média, na zona posterior para a atividade de tocar piano.

A fim de avaliar o nível de correlação entre os resultados dos modelos numéricos e experimentais foi traçada a reta de correlação, figura 92, para o estado protésico. O nível de correlação R^2 situa-se em 0.96.

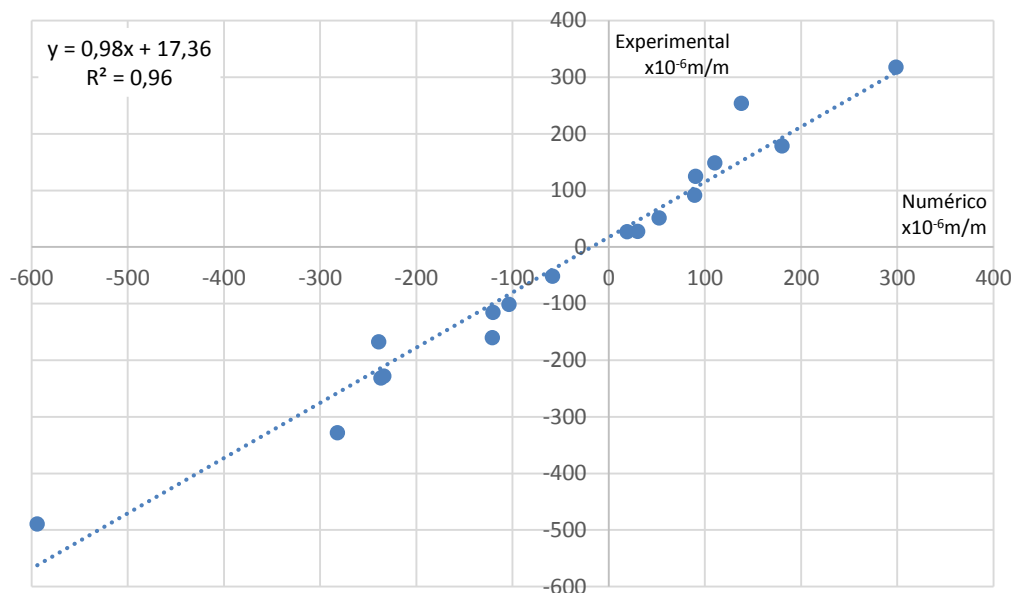


Figura 92 - Gráfico de correlação entre o modelo experimental e numérico, protésico

5.4 Discussão

A análise à comparação das deformações principais no córtex, para ambas as falanges, entre o modelo intacto e implantado, evidencia que foi no caso de tocar piano que se assinalaram as maiores diferenças de resultados, sendo a maior diferença registada de -1157 μ strain, na parte anterior da falange média, para as deformações principais mínimas. Salienta-se ainda para este caso de carga, o aumento das deformações principais máximas de +717 μ strain, na falange média posterior. Esta diferença acentuada, nos valores obtidos, demonstra a alteração de repartição de carga no córtex entre o estado nativo e protésico.

Para o caso de segurar uma caneta, a maior diferença medida é de +610 μ strain na zona posterior da falange média, para as deformações principais mínimas. As restantes diferenças analisadas são relativamente baixas, o que traduz uma melhor eficiência na distribuição de carga no córtex entre a situação implantada e nativa.

O caso de carga que apresenta, as menores diferenças é o caso de escrever num teclado, sendo o maior diferença de apenas -284 μ strain, situada na parte anterior da falange média, isto para as deformações principais mínimas. Assim, os resultados da deformação no osso cortical, demonstram que o processo artroplástico altera a transferência de carga relativamente ao estado intacto, numa situação representativa do estado pós cirúrgico, isto é quando o implante ainda não se encontra rigidamente ligado ao osso.

Tendo em conta que aumentos ou reduções dos níveis de extensões no córtex do modelo implantado relativamente ao modelo intacto inferiores a 1000 μ strain podem não ser suficientes

para o surgimento de uma alteração ao nível biológico, ou seja, uma alteração do equilíbrio entre o processo de formação e reabsorção óssea [55], os resultados obtidos não revelam um risco significativo de surgimento de reabsorção óssea por efeito de “stress-shielding” ou mesmo um risco de fratura do córtex por sobrecarga de fadiga (ou designada em termos clínicos por fratura de esforço). No entanto, este estudo experimental apenas permite conhecer o efeito biomecânico da artroplastia com a prótese de pirocarbono, nas posições dos extensómetros utilizados e condições de carga analisadas, sendo bastante limitativo para a generalização do risco identificado no córtex.

A comparação dos resultados das deformações obtidos experimentalmente no córtex com os valores obtidos nos modelos numéricos desenvolvidos no capítulo anterior revelaram valores de correlação em linha com os valores de estudos equivalentes realizados no âmbito de outras articulações [48, 51], demonstrando assim a confiabilidade dos resultados obtidos com os modelos numéricos.

Conclusões e trabalhos futuros

Este estudo foi feito com o propósito de estudar a biomecânica da articulação interfalângica proximal e determinar como esta é afetada pela artroplastia. A mão não só é um sistema complexo, constituído por inúmeras estruturas, como varia ligeiramente de pessoa para pessoa, conferindo ao indivíduo umas especificidades de tarefas desempenhadas no dia-a-dia. Estes fatores acrescentam um certo grau de dificuldade quando se tentam encontrar soluções para as lesões e doenças que a afetam. Quer os modelos numéricos quer os modelos experimentais mostram alterações na transferência de carga entre o caso nativo e implantado, sendo que as maiores alterações de carga sucederam no modelo implantado não osteointegrado, no qual se verifica um grande aumento das deformações no osso esponjoso na interface das falanges proximal e média com o implante. Este facto pode potenciar o insucesso da artroplastia, por efeito de sobrecarga localizada. Assim, será de todo indicado que no período imediato à cirurgia, o paciente tenha o cuidado de evitar a realização de atividades fisiológicas que exijam maior carga, como as que foram aqui analisadas.

Em oposição ao risco descrito anteriormente, na situação clínica de longo termo, onde se presume que o implante se encontre completamente osteointegrado, verificou-se o efeito de “stress-shielding” no osso esponjoso na zona anterior das falanges, que a termo pode conduzir a uma redução da densidade óssea nessa região, colocando em causa, a longo prazo, a capacidade de suporte do implante. Enquanto o efeito de sobrecarga localizada pode ser acautelado pela redução das cargas a executar pelo paciente durante o período pós cirúrgico, o efeito de “stress-shielding” não é possível eliminar, evidenciando que a termo poderá ocorrer um efeito de perda da densidade no osso esponjoso nas falanges e logo colocar em causa a longevidade deste método. Estes efeitos menos positivos para a longevidade da artroplastia identificados neste estudo, demonstram a necessidade de continuar a aperfeiçoar o implante em termos geométricos e materiais utilizados por forma a reduzir ou eliminar os seus efeitos negativos para o osso adjacente. Além destes aspetos, constata-se ainda que os valores dos micromovimentos entre o implante e o osso no caso da situação pós-cirúrgica não comprometem a possível osteointegração, já que estes foram inferiores ao valor tido como limite para os casos de carga consideradas neste estudo.

Em termos de trabalhos futuros seria de todo conveniente realizar um modelo numérico no qual seja possível recriar as estruturas envolventes da articulação, tais como tendões e ligamentos, muito importantes para o correto funcionamento da articulação. Também proceder-se a uma proposta de alteração da geometria do implante e possivelmente dos seus materiais por forma a verificar se existem alguma margem de melhoria em termos de uma transferência de carga para osso que se aproxima-se na condição nativa. Igualmente a realização de estudos complementares para outras condições de carga seria vantajosa por forma a se poder generalizar ou não as conclusões do presente estudo.

Referências

- [1] Lipert L. S., Clinical Kinesiology and Anatomy, Philadelphia: F.A. Davis Company, 2006.
- [2] Kapandji A. I., “Fisiologia Articular,” 2006.
- [3] Rizzo M. e Beckenbaugh R. D., “Artroplastia de la articulación interfalángica proximal de los dedos de la mano,” vol. 6, American Academy of Orthopaedic Surgeon, 2007.
- [4] Ghosh B., Gupta M., Mandal S., Ganguly S. e Ghosh A., Prevalence and risk factors for hand osteoarthritis, Department of Rheumatology, IPGME&R and SSKM Hospital: Elsevier, 2014.
- [5] Ribeiro J. C., Dias C. C. e Tapadinhas M., “Registo Português de Artroplastias,” 2011.
- [6] Testut L. e Latarjet A., Compêndio de Anatomia Descritiva, Salvat Editores.
- [7] Rohen e Yokochi, Anatomia Humana - Atlas Fotográfico de Anatomia Sistémica e Regional, 3ª Edição ed., Editora Manole Ltda.
- [8] Netter F. H., Atlas de Anatomia Humana, 2ª Edição ed., Masson, S.A., 2000.
- [9] Hamill, “Functional Anatomy for the Upper Extremity,” em *Functional Anatomy*, 2007.
- [10] R. University, “Anatomy and Physiology,” Creative Commons, 4 Setembro 2014. [Online]. Available: http://cnx.org/contents/14fb4ad739a14eeeab6e3ef2482e3e22@7.1:59/Anatomy_&_Physiology. [Acedido em 10 Novembro 2014].
- [11] Standring S., Grays's Anatomy - The Anatomical Basis of Clinical Practice, Elsevier, 2004.
- [12] Matos N., *Sebenta de Músculos*, Gabinete de Terapias Manuais e Medicina Integrada.
- [13] Levangie P. K. e Norkin C. C., Joint Structure and Function - A Comprehensive Analysis, 4ª Edição ed., Philadelphia: F.A. Davis Company, 2005.
- [14] Kuczynski K., THE PROXIMAL INTERPHALANGEAL JOINT, Vols. %1 de %250-B, Scotland: The Journal of Bone and Joint Surgery, 1968.
- [15] Bradford U. o., “From Cemetery to Clinic,” University of Bradford, 4 Novembro 2014. [Online]. Available: http://www.barc.brad.ac.uk/FromCemeterytoClinic/3d_bones.php. [Acedido em 13 Novembro 2014].
- [16] Petre B. M., “Metacarpophalangeal and Interphalangeal Ligament Anatomy,” *Medscape*, 2013.
- [17] AoFoundation, “AoFoundation,” [Online]. Available: https://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/a0/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAzMjfULsh0VAbWjLW0!/?approach=Midaxial%20to%20the%20PIP%20joint&bone=Hand&classification=74-Proximal%2C%20Avulsion&implantstyp=Lag%20screw%20fi. [Acedido em 30 Novembro 2014].
- [18] Manley P., “Paul Manley back pain and rsi clinic,” [Online]. Available: http://www.paulmanley.co.uk/thumb_joint_pain.html. [Acedido em 7 12 2014].

- [19] Junior R. M. e Azze R. J., “Atualização em Traumatologia do Aparelho Locomotor”.
- [20] Ribeirão M., “MSK Ribeirão Ferramentas e Dicas,” 2011. [Online]. Available: <http://mskribeirao.com.br/curiosidades/detalhe/polias-flexoras/>. [Acedido em 7 12 2014].
- [21] Knudson D., *Fundamentals of Biomechanics*, Springer, 2007.
- [22] Cooney III W. P. e Chao E. Y. S., *Biomechanical Analysis of Static Forces in the Thumb during Hand Function*, Vols. %1 de %259-A, Rochester: The Journal of Bone and Joint Surgery, 1977.
- [23] Magee D. J., *Orthopedic Physical Assessment*, Missouri: Saunders, 2006.
- [24] Dash M. e Telles S., Improvement in hand grip strength in normal volunteers and Rheumatoid Arthritis patients following Yoga training, vol. 45, Bangalore: Indian J Physiol Pharmacol, 2001.
- [25] Giampaoli S., Ferruci L., Cecchi F., Noce, Poce A., Dima F., Santaquilani A., Vescio M. F. e Menotti A., “Hand-grip strength predicts incident disability in non-disabled older man,” *Age and Ageing*, 1999.
- [26] Wind A. E., Takken T., Helders P. J. M. e Engelbert R. H. H, Is grip strength a predictor for total muscle strength in healthy children, adolescents, and young adults?, vol. 169, European Journal of Pediatrics, 2010.
- [27] McArdle W. D., Katch F. I. e Katch V. L., *Fisiologia do Exercício - Energia, Nutrição e Desempenho HUmano*, 5ª Edição ed., Guanabara Koogan, 2001.
- [28] Vignatti N. B., *Dinamometria como metodologia de avaliação da força da preensão manual em crianças e adolescentes praticantes de canoagem*, Dezembro de 2011.
- [29] Moura P., “Estudo da força de preensão palmar em diferentes faixas etárias do desenvolvimento humano”.
- [30] Mathiowetz V., Kashman N., Volland G., Weber K., Dowe M. e Rogers S., Grip and Pinch Strength: Normative Data for Adults, vol. 66, Arch Phys Med Rehabil, 1985, pp. 69-74.
- [31] Swanson A. B., Matev I. B. e Groot G. d., “The strength of the hand,” *Bulletin of Prosthetics Research*, pp. 145-153, 1970.
- [32] Li Z. M., Zatsiorsky V. M. e Latash M. L., Contribution of the extrinsic and intrinsic hand muscles to the moments in finger joints, vol. 15, Pennsylvania: Clinical Biomechanics, 2000.
- [33] Butz K. D., Merrell G. e Nauman E. A., A biomechanical analysis of finger joint forces and stresses developed during common daily activities, vol. 15, West Lafayette, USA: Taylor & Francis, 2012.
- [34] Sancho-Bru J. L., Mora M. C., León B. E., Pérez-González A., Iserte J. L. e Morales A., Grasp modelling with a biomechanical model of the hand, vol. 17, Castelló de la Plana, Spain: Taylor & Francis, 2012.
- [35] Monsabert B. G., Vigouroux L., Bendahan D. e Berton E., Quantification of finger joint loadings using musculoskeletal modelling clarifies mechanical risk factors of hand osteoarthritis, vol. 36, Marseille, France: Elsevier, 2013.

- [36] Kiefhaber T. R. e Stern P. J., *Fracture Dislocations of the Proximal Interphalangeal Joint*, vol. 23, Cincinnati, Ohio: American Society for Surgery of the Hand, 1998.
- [37] Scutellari P. N. e Orzincolo C., *Rheumatoid arthritis: sequences*, vol. 27, Ferrara, Itália: Elsevier, 1998.
- [38] Ministério da Saúde, “Rede de Referência Hospitalar de Reumatologia,” Direção Geral da Saúde, Portugal, 2002.
- [39] Majithia V. e Geraci S. A., *Rheumatoid Arthritis: Diagnosis and Management*, vol. 120, Mississippi: Elsevier, 2007.
- [40] Belhorn L. e Hess E., *Erosive Osteoarthritis*, vol. 22, Cincinnati, Ohio: Saunders Company, 1993.
- [41] Mota L. M. H. d., *Osteoartrose*, Universidade de Brasília, 2010.
- [42] Berger R. A., *A brief history of finger arthroplasty*, vol. 9, Iowa: University of Iowa Hospitals and Clinics.
- [43] Murray P. M., “New-Generation Implant Arthroplasties of the Finger Joints,” vol. 11, Jacksonville, American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2003.
- [44] Daecke W., Kaszap B., Martini A. K., Hagena F. W., Rieck B. e Jung M., *A Prospective, Randomized Comparison of 3 Types of Proximal Interphalangeal Joint Arthroplasty*, vol. 37A, Klinikum Frankfurt Hoechst, Department of Orthopedic and Trauma Surgery: Elsevier, 2012.
- [45] Briggs T., Miles J. e Aston W., “Operative Orthopaedics,” Londres, Hodder Education, 2010.
- [46] Guan H., Staden R., Johnson N. e Loo Y.-C., *Dynamic modelling and simulation of dental implant insertion process - A finite element study*, Elsevier, 2011, pp. 886-897.
- [47] Burstein A., Reilly D. e Martens M., *Aging of bone tissue: Mechanical properties*, vol. 58, 1976, pp. 82-86.
- [48] Completo A., Fonseca F., Ramos A. e Simões J., *Comparative assessment of different reconstructive techniques of distal femur in revision total knee arthroplasty*, Springer, 2014.
- [49] Bernasek T. e Stahl J., *Pyrolytic Carbon Endoprosthetic Replacement for Osteonecrosis and Femoral Fracture of the Hip*, Springer, 2008.
- [50] Mansour J., *Biomechanics of Cartilage*.
- [51] Completo A., Duarte R., Fonseca F., Simões J., Ramos A. e Relvas C., *Biomechanical evaluation of different reconstructive techniques of proximal tibia in revision total knee arthroplasty: an in vitro and finite element analysis.*, Clin Biomech, 2013.
- [52] Matos A., *Estudo numérico da artroplastia da articulação trapeziometacárpica*, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, 2012.
- [53] McGovern J. M., Bobyn T. F., Harris J. D., Engh C. A. W. H. e O. D. , *Anderson Orthopaedic Research Institute*, vol. 285, 1992.
- [54] Frost H. M. e Jee W. S. S., “Bone’s mechanical usage windows,” *Bone Miner*, 1992.

- [55] "Sistema esquelético," [Online].
Available:<http://www.portalsaofrancisco.com.br/alfa/corpo-humano-sistema-esqueletico/sistema-esqueletico.php>. [Acedido em 06 Novembro 2014].
- [56] Tubiana R., Homine J. M. e Mackin E., "Examination of the Hand and Wrist," 1996.
- [57] Kamper D. G., Fischer H. C. e Cruz E. G., "Impact of finger posture on mapping from muscle activation," 21 ed., 2006.
- [58] Hu D., Howard D. e Ren L., "Biomechanical Analysis of the Human Finger Extensor Mechanism during Isometric Pressing," vol. 9, Australia, University of South Australia, 2014.
- [59] Leggit J. C. e Meko C. J., "Acute Finger Injuries: Part I. Tendons and Ligaments," American Academy of Family Physicians, 2006.
- [60] Milner T. E. e Dhaliwal S. S., "Activation of intrinsic and extrinsic finger muscles in relation to the fingertip force vector," vol. 146, Canada, Exp Brain Res, 2002.
- [61] Silva E. M. V. D., "A Intervenção Cinesioterápica na Tenossinovite Estenosante De Quervain Relacionada ao Trabalho," World Gate Brasil Ltda, 16 Fevereiro 2006. [Online].
Available:http://www.wgate.com.br/conteudo/medicinaesaude/fisioterapia/cinesio/mo-nografia_ernanimonteiro.htm. [Acedido em 29 Outubro 2014].